

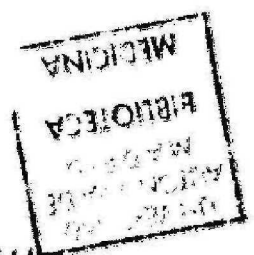
**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID
FACULTAD DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA**



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA MADRID
REGISTRO GENERAL

Entrada 01 N.º 200500015135
22/09/05 12:42:10


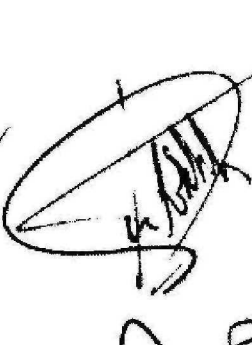
**NUEVA TECNOLOGÍA ECO-DOPPLER: EL FLUJO
DINÁMICO (*DYNAMIC FLOW*) COMO ALTERNATIVA
A LA ARTERIOGRAFÍA EN LA VALORACIÓN DE LA
ENFERMEDAD CAROTÍDEA**

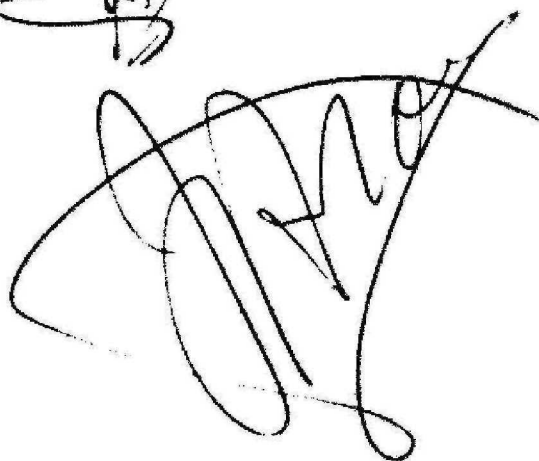


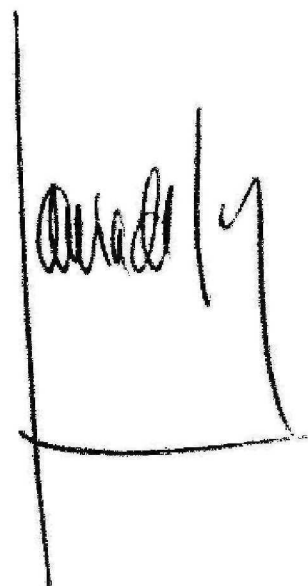
Reg. F.H. 23511

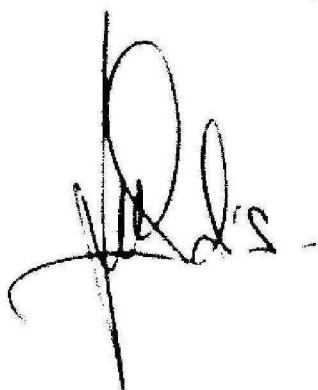
**TESIS DOCTORAL
ÁNGEL FLORES HERRERO
MADRID 2005**

Reunido el Tribunal que suscribe en el día de la
fecha, acuerdo calificar la presente Tesis Doctoral
con la censura de insuficiente por deficiente
Madrid, 14 de Diciembre 2005

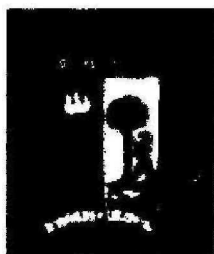
 







**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID
FACULTAD DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA**



**NUEVA TECNOLOGÍA ECO-DOPPLER: EL FLUJO
DINÁMICO (*DYNAMIC FLOW*) COMO ALTERNATIVA
A LA ARTERIOGRAFÍA EN LA VALORACIÓN DE LA
ENFERMEDAD CAROTÍDEA**

**TESIS DOCTORAL
ÁNGEL FLORES HERRERO
MADRID 2005**

Director de la tesis doctoral:

Dr. Antonio Del Río Prego

**Jefe de servicio de Angiología y Cirugía Vascular.
Hospital Fundación Jiménez Díaz. Madrid.**

Co-Directores de la tesis doctoral:

Dr. Manuel Doblas Domínguez,

**Jefe de servicio de Angiología, Cirugía Vascular y
Endovascular. Hospital Virgen de la Salud. Toledo.**

Dr. Rodolfo Álvarez Sala Walther

**Jefe de Sección de Neumología. Hospital La Paz.
Madrid.**

**Profesor Asociado de Medicina (Neumología) de la
Universidad Autónoma de Madrid**

INFORME DE LOS DIRECTORES DE LA TESIS DOCTORAL

La Tesis Doctoral "NUEVA TECNOLOGÍA ECO-DOPPLER: EL FLUJO DINÁMICO (DYNAMIC FLOW) COMO ALTERNATIVA A LA ARTERIOGRAFÍA EN LA VALORACIÓN DE LA ENFERMEDAD CAROTÍDEA" realizada por D. Ángel Flores Herrero, reúne las condiciones de contenido y forma para ser presentada ante el Tribunal Calificador.



Director de la Tesis

Dr. Antonio Del Río Prego

Hospital Fundación Jiménez Díaz
(Madrid)
D.N.I.: 280654-H



Co-Director

Dr. Manuel Doblas Domínguez

Hospital Virgen de la Salud
(Toledo)
D.N.I.: 50.271.947-L



Co-Director

Dr. Rodolfo Álvarez Sala Walther

Hospital La Paz
(Madrid)
D.N.I.: 2195114-V

**Dedicada a Lola,
Ángel y mis padres**

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero agradecer a los directores de esta tesis, Dr. Antonio Del Río, Jefe de servicio de Angiología y Cirugía Vascular del hospital Fundación Jiménez Díaz, de Madrid; Dr. Manuel Doblas Domínguez, Jefe de servicio de Angiología, Cirugía Vascular y Endovascular del hospital Virgen de la Salud, de Toledo; y Dr. Rodolfo Álvarez Sala Walther, Jefe de sección de Neumología del hospital La Paz, de Madrid.

Todos me han aportado su experiencia y apoyo en todo momento para el desarrollo de esta tesis. Al Dr. Álvarez-Sala por ser mi maestro en la enseñanza médica. Al Dr. Doblas, un agradecimiento especial, por su continuo ánimo y su siempre predisposición.

A Juan Fontcuberta, compañero de trabajo, por sus ideas, revisiones y comentarios sobre el estudio y por sus enseñanzas diarias y continuas en el Laboratorio Vascular. A Antonio Orgaz, compañero de trabajo, por su revisión y comentarios sobre la Tesis Doctoral. A ambos, por su apoyo incondicional.

A nuestra secretaria, Ana Belda, sin cuya ayuda, las múltiples tareas relacionadas con la elaboración de esta tesis, hubiesen sido muy complicadas.

Al Dr. Rafael Cuenca Boy, coordinador de la Unidad de Investigación, verdadero artífice del desarrollo de este proyecto y sin cuya ayuda hubiese sido imposible iniciarlo.

Al Dr. Ramón Berguer, Profesor Frankel de Cirugía Vascular y Profesor de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Michigan, por su disposición a la revisión, comentarios, e ideas sobre este trabajo.

Mi gratitud y afecto para todos los profesionales que integran el servicio de Angiología, Cirugía Vascular y Endovascular del hospital Virgen de la Salud de Toledo, a los pacientes que de forma desinteresada permitieron y aceptaron la participación en este proyecto y, a aquellos que iniciaron mi formación como cirujano vascular.

INDICE

I. ABREVIATURAS	12
II. INTRODUCCIÓN	13
A. HISTORIA	14
B. ESTUDIO DE LA ENFERMEDAD ARTERIOESCLERÓTICA	18
DE LA ARTERIA CARÓTIDA	
B.1. La fonoangiografía	18
B.2. La arteriografía ultrasónica	18
B.3. La pletismografía supraorbital	20
B.4. La oculopletismografía	21
B.5. Doppler carotídeo	22
B.6. Ultrasonografía Modo-B	26
B.7. Duplex	27
B.8. Duplex color	31
B.9. <i>Duplex power</i>	33
B.10. <i>Dynamic Flow</i>	36
B.11. Eco-Doppler carotídeo	41
B.11.a. Diferencias en la determinación de las	42
estenosis carotídeas en función de la	
velocidad pico sistólico(VPS) y la velocidad	
diastólica final (VDF).	
B.11.b. Diferencias en la determinación de las	44

**estenosis carotídeas por determinación del
ratio de velocidad pico sistólica entre arteria
carótida interna y arteria carótida común.**

B.11.c Dificultados en el diagnóstico de la estenosis carotídea	46
C. LA ARTERIOGRAFÍA	49
C.1. Variabilidad en la metodología usada	50
C.2. Justificación de la arteriografía cerebral	51
C.3. Complicaciones de la arteriografía	52
D. ANGIORESONANCIA MAGNETICA (Angio-RM)	54
E. ANGIO-TOMOGRFÍA COMPUTARIZADA (Angio-TAC)	56
III. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	59
IV. MATERIAL Y METODOS	63
A. CONCORDANCIA ENTRE EVALUADORES	64
A.1. Estudio Eco-Doppler	64
A.2. Arteriografía	68
A.3. Análisis estadístico	70
B. OBTENCIÓN DEL MODELO	70
B.1. Regresión lineal	70
B.2. Construcción de un modelo lineal de predicción de los resultados de la arteriografía a partir de una combinación de las variables medidas en cada paciente con el ecodoppler.	70
C. VALIDACIÓN DEL MODELO	71
C.1. Estudio Eco-Doppler	71

C.2. Arteriografía	71
C.3. Análisis Estadístico	73
C.3.a. Relación entre los valores predichos y los reales	73
C.3.b. Estudio del rendimiento predictivo	73
D. PROGRAMA ESTADÍSTICO	73
V. RESULTADOS	74
A. Resultados en la obtención del grado de concordancia entre los exploradores	75
B. Modelo lineal de predicción	76
C. Validación del modelo	78
VI. DISCUSIÓN	81
VII. CONCLUSIONES	105
VIII. BIBLIOGRAFÍA	107
IX. ANEXOS 1 Y 2. MODELO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA LOS PACIENTES	126

I. ABREVIATURAS

OPG= Oculopletismografía
 ACC= Arteria Carótida Común
 ACI = Arteria Carótida Interna
 ACE= Arteria Carótida Externa
 VPP= Valor Predictivo Positivo
 VPN= Valor Predictivo Negativo
 mmHg= milímetros de mercurio
 KHz= KiloHerzios
 MHz= MegaHerzios
 VPS= Velocidad Pico Sistólica
 VDF= Velocidad Diastólica Final
 S= Sensibilidad
 E= Especificidad
 ej= ejemplo
 AIT= Accidente isquémico transitorio
 rmse= raíz cuadrada de la media de los errores de predicción al cuadrado
 me= media del error de predicción
 Técnica SSD= Protección de las superficies de muestra
 Técnica MIP= Proyección de intensidad máxima
 Técnica TOF= realce de señal
 Técnica CE= realce de contraste
 PNASCD= porcentaje de estenosis según NASCET con dynamic flow
 VPSCIP= velocidad pico sistólico carótida interna proximal
 VPSCID= velocidad pico sistólico carótida interna distal
 VDFCIP= velocidad diastólica final carótida interna proximal
 VDFCID= velocidad diastólica final carótida interna distal
 VPSCC= velocidad pico sistólico carótida común
 VDFCC= velocidad diastólica final carótida común

II. INTRODUCCIÓN

II. INTRODUCCION

A. HISTORIA

En 1822 los físicos Daniel Colladen y Jacques Charles François Sturm midieron la velocidad del sonido en el agua. En 1842 Christian Doppler describe el efecto que lleva su nombre en su tratado "On the Colored Light of the Double Stars and Certain Other Stars of the Heavens". (Foto 1) En este tratado expone su teoría sobre el efecto doppler definiendolo como "los cambios observados en la frecuencia de las ondas transmitidas cuando existe un movimiento relativo entre la fuente de la onda y el observador". En 1877 el premio Nobel John William Strutt (Lord Rayleigh) supervisor del desarrollo del SONAR durante la I Guerra Mundial, publica "The theory of sound", libro de capital importancia en el estudio del sonido. En 1880 los trabajos realizados por los hermanos Curie les lleva a descubrir el efecto piezoeléctrico.



Foto 1: Tratado Doppler: On the Colored Light of the Double Stars and Certain Other Stars of the Heavens

En 1928 el ruso Sokolov comienza sus trabajos sobre la detección de defectos en estructuras usando ultrasonidos. Estos trabajos serán la base de los primeros aparatos que utilizarán los ultrasonidos como medio de diagnóstico. Las primeras imágenes médicas utilizando ultrasonidos son conseguidas en 1942 por el psiquiatra austriaco Dr. Dussik escaneando el cerebro humano. Los primeros investigadores en el uso de la técnica Doppler en los tejidos biológicos fueron Ludwig y Struthers, trabajadores militares en el Instituto Naval de Investigaciones Médicas en Bethesda, Maryland, descubriendo que la velocidad en los tejidos blandos es de 1540 m/s, aunque sus trabajos nunca fueron publicados por considerarse información militar restringida.

Los términos "*ecografía*" y "*ecometría*" así como las primeras imágenes en "*Modo-B*" se deben a Reid y Wild en los años 50. Este último llegó a desarrollar sistemas de escaneo para pacientes con tumores de mama y desarrolló transductores transrectales y transvaginales.

En 1949 Howry y Bliss construyen el primer equipo en modo-B a tiempo real. En 1951, estos dos últimos ingenieros, junto con otro ingeniero, Posakony, fabrican el primer sistema de ultrasonidos por inmersión en un tanque de agua de contacto lineal y en 1954 Howry construye un sistema de ultrasonidos circunferencial de inmersión en agua obteniendo imágenes de una calidad aceptable, pero se requería que el paciente estuviera inmóvil y semisumergido durante largos periodos de tiempo, por lo que no era útil para el uso clínico (Foto 2). A finales de los años 50 Howry desarrolló un sistema semicircular donde no era necesaria la inmersión pero se requería que el paciente estuviera inmóvil mucho tiempo





Foto 2: El "pan scanner" de Howry

Los primeros estudios realizados con ultrasonidos en el sistema cardiovascular fueron publicados en 1954 por Edler y Hertz. En 1959 Satomura describe que los ultrasonidos se transmiten a través de la piel y detectan flujo sanguíneo realizando un estudio sobre el movimiento de las válvulas cardiacas

La primera máquina de ultrasonidos a tiempo real disponible comercialmente fue la Vidoson (Siemens Medical Systems, Iselin, NJ) usada por Hoffman en 1966 y Hollander en 1968 para delimitar estructuras en la pelvis femenina.

En 1975 surgen las primeras imágenes de Doppler color a cargo de Brandestini y su grupo que, utilizando la técnica de autocorrelación (la misma técnica que en la actualidad), podía codificar el movimiento en distintos "mapas" de color que reflejaban la dirección y velocidad de los flujos de la zona examinada.

En 1990 aparecen los primeros sistemas que construyen imágenes digitales y se empiezan a producir imágenes utilizando transductores que permiten la detección

de señales extremadamente débiles, surge la ecografía de 2º armónico. A mediados de los 90, surge una nueva tecnología denominada *power angio*, que ayuda a detectar señales muy débiles, pero no determina velocidad ni dirección del flujo.

A partir del año 2000, se han estado desarrollando sistemas capaz de representar imágenes con apariencia tridimensional (3-D) pudiéndose reconstruir en un pseudo tiempo real (4-D) ¹⁻³.

El último importante avance es una nueva técnica desarrollada por Toshiba Medical System^R denominada *Dynamic Flow*, basada en el Doppler de banda ancha⁴.(Foto 3)



Foto 3: Ecógrafo Aplio de Toshiba^R

B. ESTUDIO DE LA ENFERMEDAD ARTERIOESCLERÓTICA DE LA ARTERIA CARÓTIDA

B.1. LA FONOANGIOGRAFÍA:

Es un método de análisis visual cualitativo que permite detectar ruidos a tres niveles en el cuello con un micrófono muy sensitivo, que permite la diferenciación de los ruidos transmitidos de aquellos que tienen origen en la bifurcación carotídea, proporcionando una estimación del grado de estenosis. Puede detectar estenosis menos severas, por lo que es un buen complemento de otros tests indirectos.

Tiene una baja sensibilidad (53%), por lo que no era usado como único test en la evaluación de la enfermedad carotídea. fue útil en el estudio de pacientes asintomáticos para documentar la fuente del ruido, y si era necesario, complementar con la oculoplefetismografía (OPG).⁵ (Foto 4)

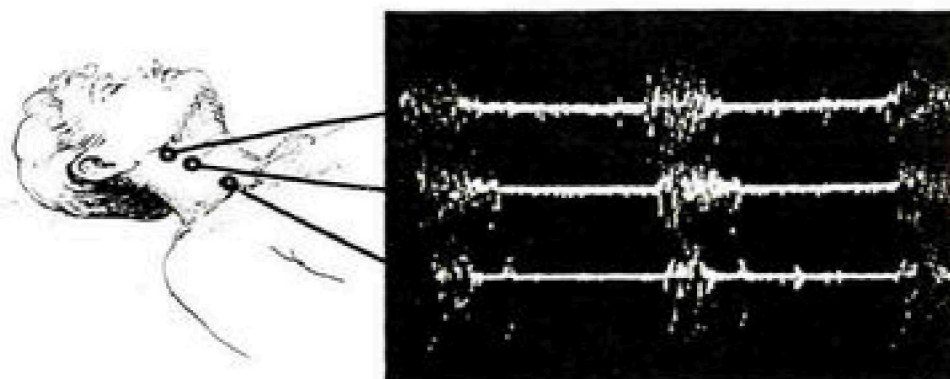


Foto 4: Fonoangiografía

B.2 LA ARTERIOGRAFÍA ULTRASÓNICA:

Desarrollada por Hokanson, usa el principio Doppler para construir una imagen del flujo del vaso insonado, identificando indirectamente las deformidades de la pared del vaso de la misma manera que el contraste angiográfico.

Las ondas de ultrasonidos pulsadas son transmitidas usando múltiples puertas con un cambio en la frecuencia de la señal reflejada proporcional a la velocidad de los glóbulos rojos. Posteriormente, la imagen es procesada.

Fueron introducidas mejoras por White y Curry, permitiendo visualizar un código de colores que permitía diferenciar entre zonas normales o zonas con moderada o severa estenosis.

Sus principales problemas son que: precisa de un largo periodo de aprendizaje; el movimiento del paciente interrumpe el registro de la imagen del flujo y conlleva el volver a comenzar el test; presenta ausencia de información Doppler en zonas profundas o calcificadas, lo que provoca un alto índice de falsos positivos; y además, la identificación de arterias ocluidas es difícil.

Era usado como screening para pacientes asintomáticos⁵ (Foto 5)



Foto 5: Estenosis en arteriograma convencional (izquierda). Localización de zona estenótica en la arteriografía ultrasónica (derecha)

B.3 LA PLETISMOGRAFÍA SUPRAORBITAL

La pletismografía supraorbital permitía el estudio de la circulación colateral usando medidas de velocidad Doppler. Un transductor de infrarrojos era usado para detectar el flujo pulsátil de la arteria supraorbitaria.

Esta técnica presentaba una alta especificidad (95%), pero la fiabilidad era muy dependiente del técnico que realizaba el estudio, y su sensibilidad sólo era aceptable para estenosis carotídeas muy severas u oclusiones.

Con maniobras de compresión de la ACC y de las ramas de la ACE se comprobaba la existencia de un flujo sanguíneo normal o reverso (si existía enfermedad) basado en un porcentaje de la luz reflejada. Si existía enfermedad en la ACI, se producía una marcada disminución en la amplitud de la velocidad del flujo por la arteria oftálmica⁵ (Foto 6).

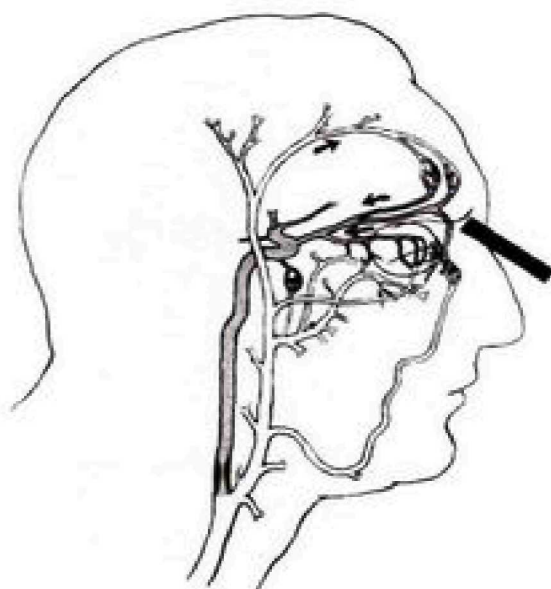


Foto 6: Colateralidad en caso de estenosis carotídea demostrada por el doppler periorbital

B.4 LA OCULOPLETISMOGRAFÍA:

Una lesión en la ACI o ACC que produce un gradiente de presión se asociaría con una reducción concomitante en la presión de perfusión de la arteria oftálmica ipsilateral en ausencia de colaterales. Esto puede ser detectado aplicando un aparato sensible en el globo ocular. Al incrementar la presión negativa sobre el globo ocular, se deforma el globo hasta cesar el flujo sanguíneo. La ausencia de pulsación arterial es detectada por el aparato y con una rápida liberación del vacío se restaura rápidamente la pulsación. Una tabla de conversión es usada para determinar la presión ocular sistólica absoluta. Es una prueba útil para lesiones >60%.

Se realiza con el paciente sentado o en decúbito con la copa del aparato sujeta en la esclerótica lateral después de poner anestesia local. (Foto 7). Se aplica una presión de vacío de 300 mmHg en pacientes normotensos en unos 3 segundos, y de 500 mmHg en hipertensos, durante unos 5 segundos. Seguidamente se inicia un rápido desinflado con retorno a la pulsación normal. Al final, se obtiene una presión sistólica ocular en cada ojo que se compara con la presión sistólica braquial, y además se compara la amplitud de la pulsación en cada lado. (Foto 8).

Una estenosis carotídea unilateral de más del 60% no compensada por colaterales es reconocida por una diferencia de 5 o más mmHg en la presión sistólica ocular entre ambos ojos, y con un ratio presión sistólica ocular/presión braquial de ambos globos oculares por encima de una línea discriminante. El lado de menor presión es el lado enfermo.

Si la presión ocular difiere menos de 5 mmHg pero, en un globo ocular el ratio está por debajo de la línea discriminante, ese es el lado anormal.

Estenosis bilaterales son detectadas por no existir diferencia en la presión ocular pero con los ratios de ambos ojos por debajo de la línea discriminante.

Este test ha sido usado muchos años y es fácil de aprender, simple de realizar, y con datos objetivos reproducibles, aunque provocando un importante discomfort.

Presenta un alto valor predictivo positivo (VPP) (90%) para estenosis unilaterales. Sin embargo, sus limitaciones son: su bajo VPP en pacientes con estenosis bilaterales o la imposibilidad de diferenciar entre estenosis severa, crítica u oclusión; no detecta enfermedad en progresión; y no proporciona información de las características de la superficie o la patología intramural. Esta contraindicado en pacientes con patología ocular o con cirugía oftálmica reciente o en paciente muy hipertensos.

Era útil para examen de pacientes con ruidos cervicales y como complemento a la ultrasonografía en modo B. Poco usado para pacientes asintomáticos⁵



Foto 7. Colocación del sistema

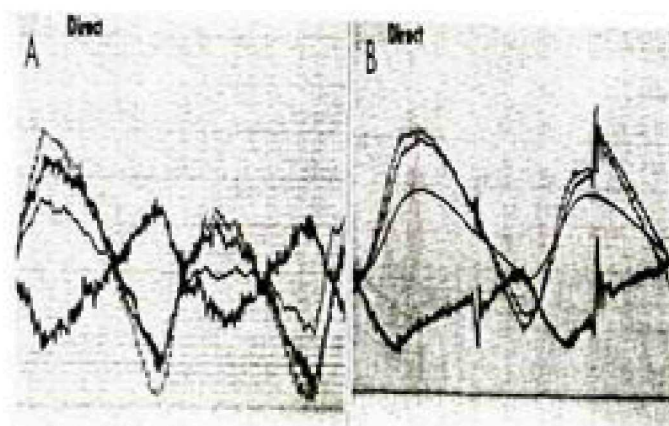


Foto 8. **A:** Curvas normales de alta frecuencia y pequeña amplitud artefactadas por los movimientos de los ojos. **B:** Tras aplicar presión de vacío, curvas de pequeña frecuencia pero gran amplitud con artefactos por el propio sistema de presión

B.5 DOPPLER CAROTÍDEO

Cuando se emiten ultrasonidos con una determinada frecuencia sobre un objeto

en movimiento e impactan con él, se produce un cambio en la frecuencia del ultrasonido (Figura 1)

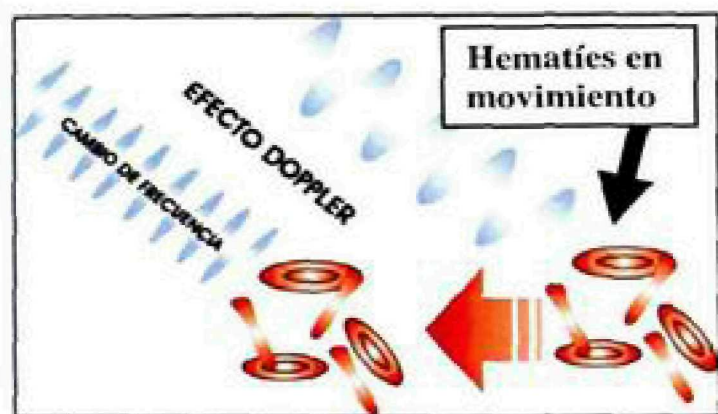


Figura 1. Los ultrasonidos son reflejados con diferente frecuencia a la emitida.

La diferencia entre la frecuencia emitida y la observada, entre emisor y receptor cuando existe un movimiento relativo, es lo que se denomina cambio de frecuencia Doppler. Esta frecuencia Doppler dependerá de la velocidad de propagación del ultrasonido, la frecuencia emitida y la velocidad de propagación en el tejido.

Mediante la ecuación Doppler, conociendo la frecuencia de emisión (V_1), el cambio de frecuencia Doppler (V_2) y el ángulo Doppler (\emptyset) podemos conocer la velocidad del reflector. Siendo c una constante (1540 m/s) que corresponde a la velocidad del sonido en el medio (tejidos blandos).

$$V = V_2 c / 2 V_1 \cos \emptyset.$$

Los cálculos de la velocidad basados en la frecuencia Doppler sólo pueden realizarse conociendo el ángulo Doppler. La fiabilidad con que se determine este ángulo incidirá en la fiabilidad de la frecuencia estimada ⁶ (Figura 2)

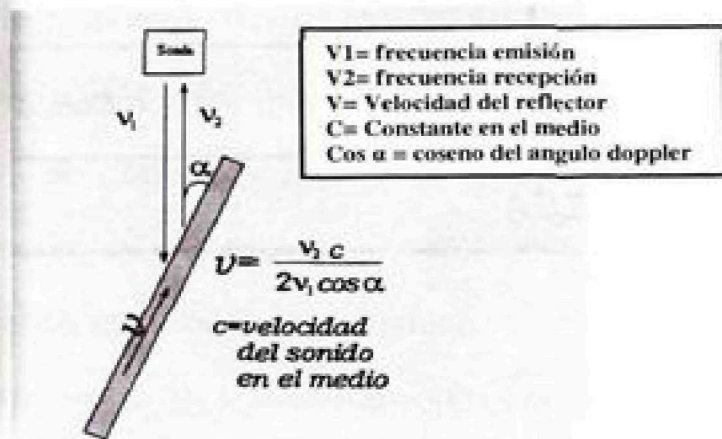


Figura 2. Ecuación Doppler

El diagnóstico de la estenosis de la arteria carótida interna por medio de los ultrasonidos se basa en la relación de la frecuencia Doppler con la velocidad del flujo sanguíneo, la cual incrementa a medida que aumenta el grado de estenosis. A partir de una estenosis del 60 %, el flujo sanguíneo disminuye pero la velocidad aumenta, aunque no lo suficientemente rápido como para mantener el flujo⁷ (Figura 3.)

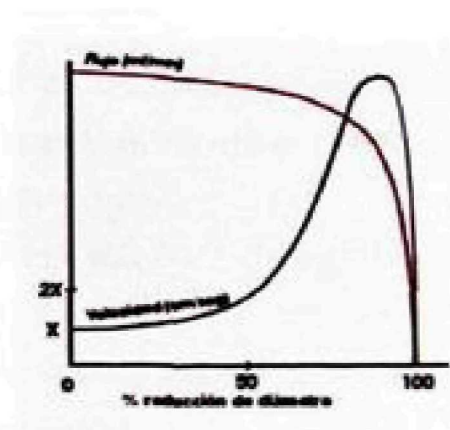


Figura 3. A partir de una estenosis >60% el flujo en el vaso disminuye y aumenta la velocidad

La valoración de enfermedad en la ACI depende de la interpretación de los cambios espectrales en la curva Doppler. De la experiencia con el dopper continuo,

la estenosis arterial resulta en un incremento de la velocidad pico sistólica y de la velocidad diastólica final en el lugar de la estenosis⁸.

Taylor et al.⁹ incluyeron una serie de parámetros de la curva Doppler para clasificar las estenosis carotídeas. Estos eran: la frecuencia del pico sistólico, el ensanchamiento del espectro durante la sístole, la frecuencia diastólica final y la forma de la curva. Con ello clasificaron las estenosis en 6 categorías (tabla 1), comparando sus resultados con la angiografía como patrón oro.

TABLA 1. Clasificación de la Estenosis Carotídea de la Universidad de Washington

A	Normal. La ACI con un frecuencia pico por debajo de 4 KHz (VPS<120 cm/s), y un mínimo o ausencia de ensanchamiento espectral durante la fase de desaceleración sistólica (con una sonda de 5 MHz y un ángulo doppler de 60°)
B	Mínima lesión (1-15% de reducción del diámetro). Frecuencia pico de la ACI por debajo de 4 KHz (VPS<120 cm/s) y un mínimo ensanchamiento espectral durante la fase de desaceleración sistólica
C	Estenosis moderada (16-49% de reducción del diámetro). ACI con una frecuencia pico por debajo de 4 kHz (VPS<120 cm/s) y un ensanchamiento espectral durante toda la sístole.
D	Estenosis severa (50-79% de reducción del diámetro). ACI con una frecuencia pico superior a los 4KHz (VPS>120 cm/s) con un marcado ensanchamiento espectral.
D +	Estenosis muy severa (80-99% de reducción del diámetro). ACI con un pico frecuencia superior a 4 KHz (VPS>120 cm/s), marcado ensanchamiento espectral y una frecuencia diastólica final por encima de 4,5 KHz (VDF>130 cm/s)
E	Oclusión. No señal de flujo en una ACI bien insonizada y con características de bajo flujo o de flujo reverso en la ACC.

B.6 ULTRASONOGRAFÍA MODO-B

El principio de esta técnica es que, cuando el ultrasonido es transmitido a los tejidos, es absorbido, atenuado y reflejado dependiendo de la densidad de los tejidos atravesados en la frecuencia de transmisión de la onda de sonido.

Procesando la señal de retorno se puede obtener una imagen en dos dimensiones de los tejidos con la diferencia en la densidad de tejidos según una escala de grises. Se realiza rápidamente, con una simple instrumentación proporcionando una imagen visual de la anatomía del vaso.

La imagen en modo B representa una sección anatómica a través del plano escaneado, permitiendo diferenciar la pared normal de una pared con un mínimo engrosamiento, definir las características de las placas ateroscleróticas, determinar el diámetro de la pared y, visualizar y diferenciar las diferentes estructuras durante la insonación de las arterias ¹⁰ (Foto 9). Es muy útil con placas homogéneas o si existe una mínima enfermedad. Sin embargo, dado que las características acústicas de la placa son variables, la definición de la superficie de la lesión puede ser difícil de identificar requiriendo una considerable subjetividad.

Presenta un importante problema en casos de lesiones severas o críticas, así como, en la identificación de las partes más distales de la ACI. Además, el trombo puede tener unas propiedades acústicas similares al flujo sanguíneo haciendo difícil, sino imposible, el diagnóstico de trombosis de la arteria carótida, únicamente por la imagen de ultrasonidos.

Es un método de investigación diagnóstica rutinario que podría complementarse con la OPG. Su alta especificidad y VPN hace que sea un test adecuado para excluir la necesidad de arteriografía en cierto grupo de pacientes¹¹

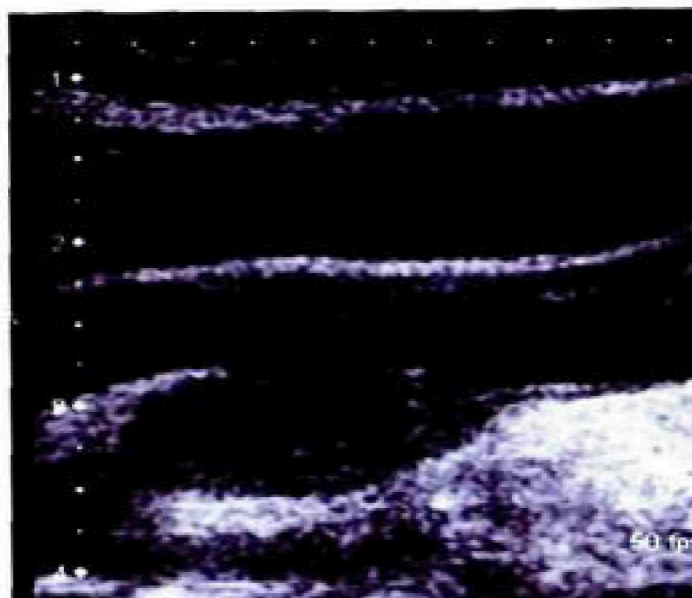


Foto 9. Imagen en Modo B de gran placa en bulbo carotídeo y ateromatosis intensa en origen de la bifurcación carotídea

B.7 DUPLEX:

El estudio de la estenosis de arteria carótida interna, por medio de ultrasonidos, esta basado en la relación existente entre el cambio de frecuencia doppler o velocidad del flujo sanguíneo y el grado de estenosis, de modo que, el aumento de frecuencia se incrementa con el aumento de la estenosis.

El sistema duplex combina imagen y capacidad de detección de velocidad Doppler proporcionando información de los hallazgos morfológicos de la pared del vaso y el porcentaje de flujo en la luz del vaso. La información de la imagen es mostrada en un formato de una escala de grises, mientras que, la información del flujo Doppler es procesada con la Transformada de Fourier y mostrada en un formato de frecuencia del tiempo con una representación en escala de grises de la amplitud. El diagnóstico de la severidad de la enfermedad es realizado, en base a cambios en la frecuencia Doppler junto a, la interpretación de la imagen morfológica en modo-B.

El examen es realizado de igual forma a la ultrasonografía en modo-B, usando un ángulo ideal de entre 55 y 65 grados. El Duplex identifica enfermedad primariamente, por interpretación del espectro de la curva Doppler, incluyendo la frecuencia pico sistólico o su conversión a velocidad; la frecuencia diastólica final y, la valoración de la magnitud y tiempo del ensanchamiento espectral y su contorno.

Para lesiones entre normales y severas, los criterios más apropiados son la frecuencia pico sistólico y el ensanchamiento espectral, mientras que, para lesiones críticas es más valorable la frecuencia diastólica final.

La interpretación del criterio diagnóstico Doppler es dependiente de la frecuencia de transmisión, el ángulo de insonación, el tamaño del volumen de muestra, la frecuencia de repetición del pulso y, si es usada ultrasonografía continua o pulsada. Por ello, los criterios diagnósticos deben ser establecidos para cada instrumento y no extrapolados de diferentes instrumentos. Otros criterios secundarios de diagnóstico incluyen, los ratios de velocidad, así cómo, el índice de pulsatilidad de Pourcelot.

El duplex presenta una alta sensibilidad y especificidad pero, sin embargo, precisa de una larga curva de aprendizaje y, presenta una gran dificultad para el diagnóstico de oclusiones de carótida interna. Es ideal para evaluación de pacientes sintomáticos o asintomáticos.

La información diagnóstica obtenida sirve como punto de decisión de consideraciones posteriores, como arteriografía o directamente cirugía carotídea¹¹.

El duplex fue primero propuesto para la investigación de la enfermedad de la bifurcación carotídea por Barber et al. en 1974¹². Para la exploración de la carótida extracraneal, el paciente se coloca en decúbito supino con la cabeza girada hacia el lado contrario a la carótida que va a ser examinada. La imagen en modo B es usada

para la identificación de la carótida reconocida por la ecogenicidad de su pared y su pulsatilidad, y diferenciada de la vena yugular interna, porque ésta es fácilmente colapsable con la presión de la sonda y, gracias a su anecogenicidad, sirve como ventana acústica, permitiendo una más fácil visualización de la carótida al dejar pasar el haz de ultrasonidos sin reflexión de los mismos. (Foto 10)

La curva de la arteria carótida externa (ACE), es reflejo de lechos de alta resistencia, es decir, una curva con un rápido ascenso y descenso, seguido por una onda invertida durante el inicio de la fase diastólica y, una tercera onda, de menor magnitud, en sentido anterógrado, correspondiendo al periodo de inversión diastólica (Foto 11).

La curva de la arteria carótida interna (ACI) corresponde a lechos de baja resistencia, lo que refleja un flujo continuo durante todo el ciclo cardiaco sin el periodo de reversión diastólica. (Foto12). La señal de la arteria carótida común (ACC) es un reflejo de ambos lechos vasculares, aunque tiende a estar dominada por la resistencia vascular intracerebral¹³. (Foto 13)



Foto 10. Vena yugular (arriba) y ACC(abajo)

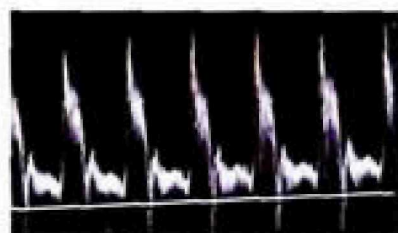


Foto 11. Curva ACE

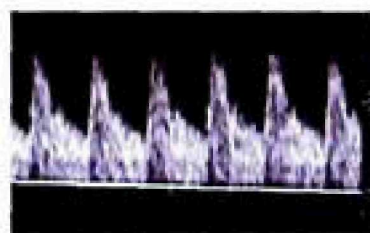


Foto 12. Curva ACI



Foto 13. Curva ACC

Sin embargo, el duplex tiene sus limitaciones^{7,9}. Estas son:

1. Errores debidos a la técnica

- a. ACE se confunde por la ACI
- b. Una vena se confunde con una arteria
- c. ACI no se puede ver y se presume ocluida
- d. Inapropiado ángulo doppler
- e. Inapropiada ganancia
- f. Presencia de placa calcificada que impida la correcta penetración de la señal doppler
- g. Vasos tortuosos no reconocibles
- h. Bifurcación alta
- i. Localización de la máxima estenosis no evaluada

2. Limitaciones de los criterios para el diagnóstico de estenosis

a. Limitaciones de los criterios doppler

- i. Estados de alto flujo (ej. Hipertensión arterial)
- ii. Estados de bajo flujo (ej. Insuficiencia cardiaca)
- iii. Estenosis en tandem
- iv. Estenosis moderada (<50%) con un bulbo dilatado
- v. Tortuosidad de los vasos
- vi. Estenosis inaccesibles (ej. Carótida cavernosa)
- vii. <30% estenosis
- viii. Disección carotídea

b. Limitaciones de la imagen en modo B

- i. Inadecuado porcentaje de estenosis

- ii. Dificultad en visualizar correctamente las placas anecogénicas
- iii. Sombras de las placas calcificadas
- iv. Artefactos de reverberación fácilmente confundidos con una placa anecogénica

3. Confusiones entre ACI y ACE

- a. Alteración de la posición normal de la ACI (5% de los casos)
- b. "Internalización" de la ACE
- c. Colaterales que conectan ACE con ACI
- d. Estenosis muy severa de ACI o oclusiones de la arteria cerebral anterior o cerebral media
- e. Bypass ACE-ACI
- f. Incremento del flujo en ACE (ej. Oclusión de ACI, malformaciones arterio-venosas)
- g. Doble evaluación de la ACE:
 - i. Dificultad en localizar la ACI u oclusión de ACI
 - ii. Múltiples redundancias de ramas proximales de ACE

B.8 DUPLEX COLOR:

La ultrasonografía color Doppler, basada en el cambio de frecuencia Doppler, es una parte imprescindible del armamentario ultrasonográfico diagnóstico. Es una medida del componente direccional de la velocidad de la sangre moviéndose a través de una muestra de volumen. Esto es, una representación de la curva de velocidad doppler mediante píxeles de información. (Foto14). Sin embargo, tiene deficiencias como es, la tendencia al ruido hasta incluso arrollar la señal del flujo si la ganancia es demasiado alta o el umbral demasiado bajo; además, es ángulo

dependiente y produce aliasing (artefacto que se produce en casos de frecuencias doppler muy elevadas (velocidades muy altas) cuando la frecuencia de muestreo no es la adecuada provocando que estas señales sean detectadas como señales de baja frecuencia

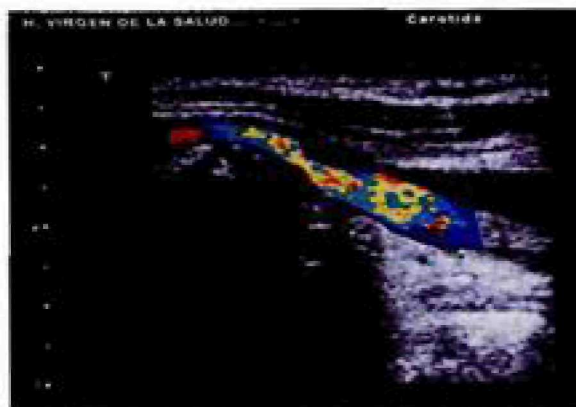


Foto 14. Imagen en color de estenosis carotídea en bifurcación con aumento de la turbulencia de color

El color duplex muestra información de la dirección y velocidad del flujo. En determinadas circunstancias, el aliasing ayuda a localizar áreas de alta velocidad y, la información de la dirección puede ayudar a identificar áreas de flujo reverso¹⁴.

La señal del color Doppler en el lugar de la lesión mejora la evaluación de la extensión de la placa carotídea por la muestra simultánea en dos dimensiones de la estructura de los tejidos y, el perfil de la velocidad del flujo. La diferenciación de estructuras blandas e irregulares e identificación de nichos ulcerosos ha mejorado¹⁴.

Pueden realizarse investigaciones de las placas de riesgo que no pueden ser determinadas con la sonografía convencional. Se facilita la detección y evaluación del grado y extensión de la lesión carotídea¹⁵.

El color-Doppler es útil por permitir ver claramente el curso del vaso, lo que es importante para la evaluación de vasos tortuosos o bucles carotídeos; permite identificar más fácilmente la carótida interna y externa con la visualización de las ramas de ésta última; la ausencia de flujo en vasos ocluidos es mejor determinado;

y en vasos con estenosis significativas, la localización precisa y la dirección del flujo en el área de máxima estenosis es rápidamente visualizado, permitiendo una correcta y precisa posición de la muestra de volumen Doppler.

Aunque la severidad de la enfermedad es determinada primariamente por los criterios de velocidad, el grado de estenosis sugerida con el color, puede ayudar bastante en la categorización de la enfermedad. La imagen es también útil en la gradación de lesiones que se encuentran en el margen entre dos categorías por los criterios de velocidad y, en casos donde un claro espectro no puede ser medido. Por todo ello, se permite una disminución de la tendencia a sobreclasificar las lesiones¹⁶.

El color tiene dos ventajas sobre la sonografía convencional en la evaluación de la aterosclerosis carotídea. Primero, las placas ateroscleróticas son más visibles con el color cuando contrastan con el color del flujo de la luz. Con la sonografía convencional, el grado de estenosis puede ser subestimado, especialmente si la placa aterosclerótica es anecóica. Segundo, el color muestra aspectos dinámicos normales o anormales en el bulbo. El flujo reverso refleja las capas divisorias de separación y disrupción del flujo laminar. La falta de flujo reverso en el bulbo carotídeo sugiere enfermedad aterosclerótica en esa región¹⁷.

B.9 DUPLEX POWER:

El *power* es un nuevo método sonográfico que esta basado en diferentes principios técnicos con respecto al color para la generación de señal de color intravascular. La intensidad de la señal de color en el *power* esencialmente depende de la amplitud del eco reflejado por las células rojas sanguíneas, esto indica la densidad de células sanguíneas dentro del volumen de muestra. A mayor

densidad de glóbulos rojos dentro de un volumen de muestra, más fuerte será la amplitud del eco.(Foto15)

La suma de los cambios de frecuencia positivos y negativos del movimiento de las células sanguíneas y el uso de sistemas de filtro especiales para la discriminación de sangre/tejido permite un incremento del ratio señal/ruido, resultando en una mayor sensibilidad para visualizar el flujo sanguíneo y mejorar la definición de las caras de la superficie intravascular.

A diferencia del color, el *power* proporciona señales de color relativamente homogéneas incluso en estenosis severas y, genera una visualización de la superficie de la luz vascular como la angiografía. Desde que el *power* facilita la visualización de la configuración de la ACI, los angiogramas previos cirugía carotídea son menos frecuentes.

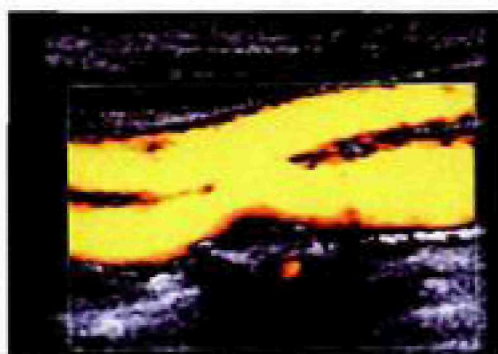


Foto 15. Imagen de estenosis por placa aterosclerótica en origen bifurcación

El *power* es independiente del ángulo de insonación y presenta ausencia del fenómeno de aliasing. Sin embargo, la señal de color del *power* no proporciona ninguna información acerca de la velocidad y dirección del movimiento de las células sanguíneas. No indica el lugar de máxima velocidad del flujo y, áreas con alteraciones hemodinámicas anormales, no son identificadas directamente. Por ello, el color y el *power* son métodos sonográficos complementarios y deben usarse

juntos para unos resultados óptimos en el diagnóstico¹⁸⁻²¹.

Los cambios hemodinámicas causados por la estenosis son mucho más obvios con el color. (Foto 16 y 17)

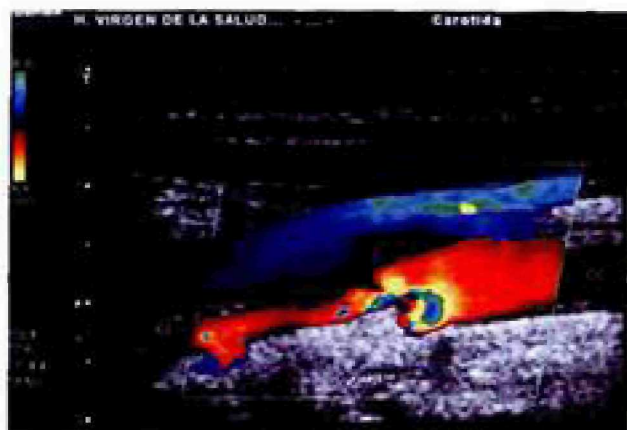


Foto 16. Imagen con color de estenosis origen ACI con aumento turbulencia de color



Foto 17. Misma estenosis en origen de ACI con power

El *power* necesita, a menudo, usar una técnica adicional del Doppler de onda pulsada en el área de estenosis para confirmar los cambios hemodinámicas.

El *power* es claramente superior al color en situaciones de bajo flujo y en pseudooclusiones.

Una significativa desventaja del *power* es su alta sensibilidad para los artefactos por los movimientos de los tejidos, incluso si el paciente respira²².

La ventaja del *power* frente al color es que la sensibilidad del flujo esta aumentada por una factor de 3-5¹⁴. Pero, sin embargo, el *power* Doppler no es el método preferido para medir estenosis aunque, si es útil como un test de screening, pues usado como único test, puede subestimar la estenosis ya que es menos sensible que el color para las estenosis significativas²³.

B.10 DYNAMIC FLOW.

Debido a la necesidad de ofrecer suficiente sensibilidad en la captación de flujos, los pulsos de ultrasonidos son largos, esto es, están formados por un alto número de ciclos y presentan un ancho de banda reducido (Figura 4 y 5), y por tanto, una baja resolución que se refleja con el rellenado de color de zonas fuera del vaso (Foto 18)

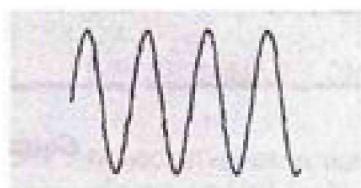


Figura 4. Pulso largo

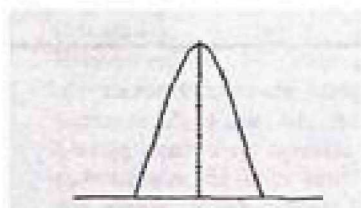


Figura 5. Ancho de banda reducido

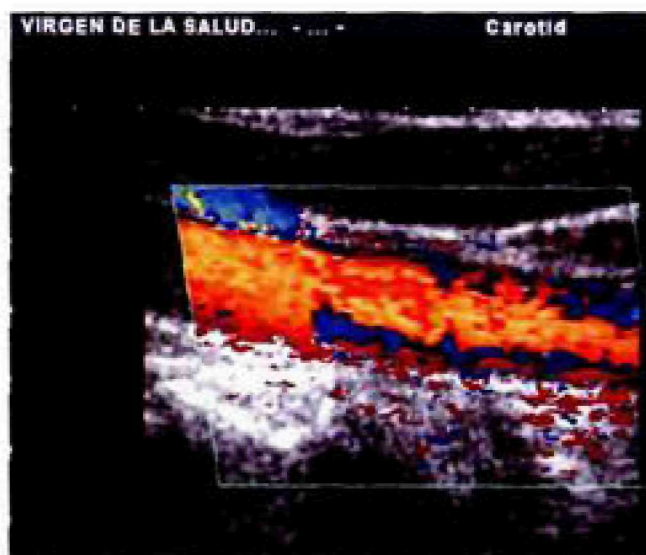


Foto 18. Imagen de color fuera del vaso

En el Doppler de banda ancha en que se basa el *dynamic flow*, la longitud del pulso que se emite es mucho menor, con lo que aumentamos el ancho de banda (Figura 6 y 7), y por consiguiente, al disponer de más frecuencia, la resolución será mayor (Foto 19)

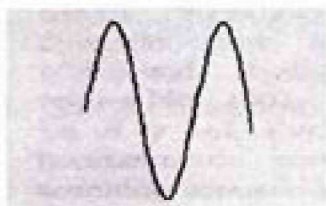


Figura 6. Pulso corto

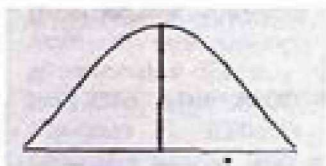


Figura 7. Amplio ancho de banda



Foto 19. Imagen de color dentro del vaso

Sin embargo, la reducción de pulsos, conlleva una notable pérdida de sensibilidad. Debido a esto, los primeros trabajos con esta técnica se realizaron utilizando medios de contraste como potenciadores de la señal ecográfica. En la actualidad, y gracias a nuevos desarrollos tecnológicos, como el optimizador digital de imagen (*DIO*) y el procesador avanzado de imagen (*Adaptative Image Processing (AIP)*) es posible conseguir la alta resolución de imagen del *dynamic flow* con una sensibilidad equiparable al Doppler color convencional sin necesidad de usar potenciadores de señal.

El *dynamic flow* es un método de imagen en el cual la tecnología del color Doppler se emplea para realizar imágenes de alta resolución con una velocidad de refresco alta, permitiendo observar flujo o perfusión (flujo sanguíneo en los tejidos) en tiempo real. Sin embargo, el *dynamic flow* tiene limitaciones de sensibilidad y penetración.

El *dynamic flow* emplea la tecnología de Doppler de banda ancha exclusiva de Toshiba, para conseguir los siguientes objetivos: examen Doppler de alta resolución; examen Doppler con alta velocidad de imagen o de refresco (alto frame

rate); y examen Doppler de fácil manejo. Es aplicable para imágenes con contraste o sin él, o lo que es lo mismo, si no se usa un ecocontraste, el flujo sanguíneo puede ser mostrado con un alto número de imágenes por segundo y, con alta sensibilidad. Si se usa un ecocontraste, el flujo sanguíneo se realza y puede visualizarse con mayor sensibilidad.

Las mejoras del *Advance Dynamic Flow* son: mejor resolución, mejor sensibilidad, buena penetración, compatibilidad con transductores lineales de alta frecuencia, imágenes de flujo con resolución comparable a las imágenes en modo B y visualización de la dirección del flujo sanguíneo. Esto es, se dirige a mejorar:

A. La resolución: El doppler de banda ancha y un optimizador de imagen digital del Doppler se emplean para el procesamiento de la señal, con el objetivo de mejorar la resolución y la sensibilidad.

La imagen tradicional del Doppler color emplea un pulso largo, mientras que, el *dynamic flow* emplea pulsos cortos similares a los utilizados en el Modo B. Esto es el principio básico de la tecnología Doppler de banda ancha, y el resultado es, una mejora significativa de la resolución.

La disminución de la longitud de los pulsos supone una reducción de la sensibilidad de la señal Doppler, sin embargo, un optimizador de imagen digital es empleado para prevenir esta reducción de sensibilidad y, para ello, hace que el transductor emita ondas de banda ancha, y después, durante la recepción de la señal, la frecuencia central es desplazada en función de la profundidad.

Cuando las ondas son transmitidas y recibidas usando tecnología Doppler de banda ancha, o cuando el número de ondas de ultrasonidos transmitidas y recepcionadas en la misma dirección, se reducen, para incrementar la velocidad de refresco (número de imágenes por segundo), el ancho de banda del espectro

Doppler es aumentado. Un mayor espectro Doppler puede producir una mayor superposición de estructuras (en este caso, tejidos) y flujo sanguíneo, lo cual dificulta su separación usando filtros y, pueden por tanto, producirse imágenes artefactadas.

La diferencia en la imagen Doppler entre el Doppler convencional y el de banda ancha se muestran en la Figura 8. Con el Doppler convencional, las estructuras y el flujo se superponen pero, con el *Dynamic* y el optimizador de imagen digital Doppler, pueden ser visualizadas independientemente.

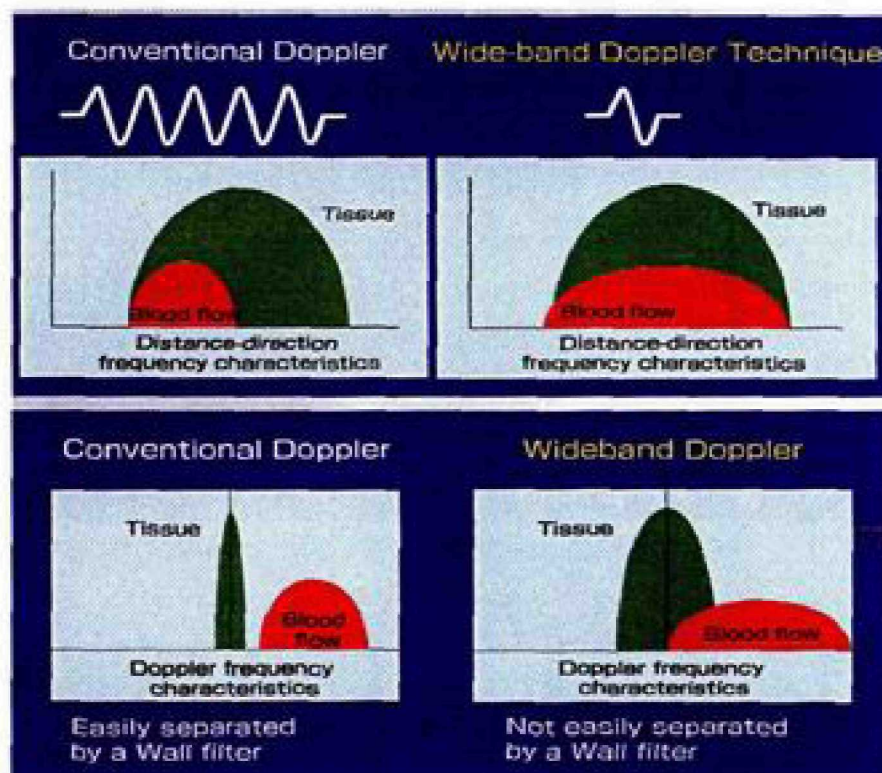


Figura 8. Técnica del doppler de banda ancha

B. Mejor penetración: En el *Advanced Dynamic Flow*, el procesamiento de imágenes, denominado AIP, se emplea para generar una imagen compuesta de modo B y *power* Doppler. Esta señal Doppler, es adquirida a través del Doppler de banda ancha y del optimizador digital. En el color convencional, se establece un umbral en el nivel de señal para determinar, si existe y, donde comienza la señal

del flujo. En el *AIP*, se analizan los parámetros de imagen píxel a píxel, combinándose de forma natural la imagen de los tejidos y del flujo sanguíneo y, se eliminan las estructuras residuales y, la sobreimpresión en la imagen de flujo visualizada.

C. Visualización: Por sus características, a pesar de la sobresaturación de ganancia, delimita perfectamente la luz vascular lo que nos permite realizar una visión adecuada de la zona a estudio. (Foto 20)

Probablemente, permite, a diferencia del color y power, distinguir mejor zonas de úlceras intraplacas (Foto 21 y 22)



Foto 20. Imagen del interior de la luz vascular a pesar de la sobresaturación de la ganancia de color

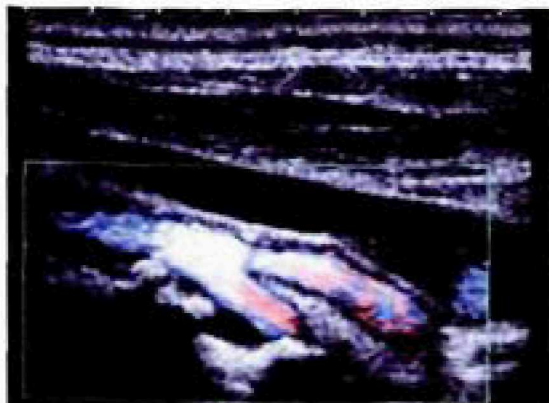


Foto 21. Imagen de probable nicho ulceroso en zona de aterosclerosis en bifurcación carotídea

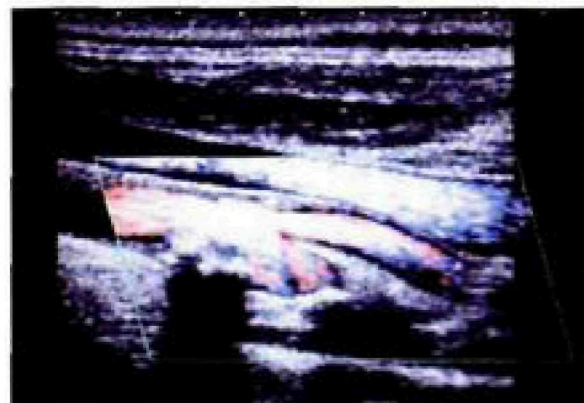


Foto 22. Misma imagen con relleno de color indicando la lesión ulcerosa

En definitiva, el *Advanced Dynamic Flow* es una mejora del *Dynamic Flow*, que proporciona mejor resolución, mayor sensibilidad y mejor penetración. En aplicaciones sin ecocontrastes, la sensibilidad es la misma que la que obtenemos con el Doppler color convencional, mientras que, la resolución espacial y la resolución temporal, son significativamente mejores. La posibilidad de presentación de la dirección de flujo en diferentes colores, dependiendo de su sentido, lo convierte en un potencial método alternativo al color/power Doppler²⁴.

B.11 ECO-DOPPLER CAROTÍDEO

El duplex es la técnica standard en el seguimiento de los pacientes tras cirugía carotídea o que sólo reciben terapia médica. La correlación de la velocidad Doppler con el porcentaje de estenosis medida en la angiografía en la arterias no operadas, y los adecuados umbrales de velocidad para los distintos grados de estenosis, han sido intensamente analizados e identificados²⁵

La imagen en modo B, más que la velocidad Doppler, es tenida en cuenta, primariamente, para la determinación de estenosis carotídeas menores sin significación hemodinámica. Para estenosis de mayor grado, que causan alteraciones hemodinámicas, los parámetros Doppler son cardinales en la determinación del grado de estenosis²⁶. Cuando lesiones hemodinámicas insignificantes son localizadas en el bulbo carotídeo, las velocidades del flujo arterial son frecuentemente normales, presumiblemente, porque el bulbo puede acomodarse a una placa relativamente grande, sin excesivo incremento en la velocidad del flujo.

La medición de la velocidad pico sistólica (VPS) es de significativo beneficio cuando, el lugar de la estenosis aterosclerótica, esta oscurecida por una placa calcificada en la imagen de color. Dado que la actual estenosis no puede ser medida, el incremento en la VPS puede ser sólo indicación de enfermedad hemodinámica significativa. Algunas veces, sin embargo, una medición del VPS obtenida distal a la estenosis calcificada, puede estar falsamente baja. Cuando una placa calcificada dentro de una lesión severa, oscurece la luz residual más de 1 cm distal a la estenosis local, la velocidad disminuye. Esto hace que, en la gradación de la estenosis por criterios de velocidad, se subestime el grado de estenosis. En presencia de una estenosis de la ACI crítica (90-99%), la velocidad del flujo inmediatamente distal a la estenosis caerá bruscamente a un rango normal. En estos casos, sin embargo, la curva del flujo arterial esta distorsionada, a menudo sugiriendo una estenosis proximal severa¹⁷.

B.11.a. Diferencias en la determinación de las estenosis carotídeas en función de la velocidad pico sistólica (VPS) y velocidad diastólica final (VDF):

En la actualidad, el método más extensamente validado contra la angiografía es el método eco-Doppler. La cuestión todavía no dirigida es, si el color y *power* son mejores que la frecuencia pico. Cuando se usa el color y *power* juntos, se aumenta el nivel de confianza respecto a los resultados de la frecuencia pico, lo cual, es básico para la toma de decisiones²⁷. Sin embargo, tanto el *power* como el color, tienen una tendencia a subestimar el grado de estenosis en comparación con la onda continua Doppler¹⁸.

Mientras la moderna tecnología, combina la escala de grises con la muestra visual de color y la información de la velocidad del espectro Doppler, el examen Doppler, permanece como el método primario para cuantificar las estenosis en la

arteria carótida interna.

En los laboratorios vasculares usualmente se examinan una gran cantidad de pacientes, quienes clínicamente están agrupados en una cohorte de asintomáticos y sintomáticos de acuerdo con dos largos estudios realizados: The North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET)²⁸ y el Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study (ACAS)²⁹. Las investigaciones en estos estudios llevó a diferentes umbrales (estenosis con reducción del diámetro >70% y >60% respectivamente.)

El duplex carotídeo debe ser lo más preciso posible, porque la decisión de realizar cirugía carotídea, está basada principalmente en el grado de estenosis. Los grados de estenosis están basados en los criterios de velocidad, originalmente publicados por Zierler y Strandness³⁰ y, posteriormente, modificados por Taylor⁹. Las estenosis fueron también categorizadas de acuerdo a los criterios de ratio de velocidad ACI/ACC³¹.

La VPS intraestenótica, el parámetro más usado en el doppler como punto de corte para la detección de estenosis >70%, oscila entre 125 cm/seg³² y 325 cm/seg³³. Hasta ahora, los laboratorios vasculares han validados sus criterios de velocidad angiográficamente de forma individual para normalizar la variabilidad interequipos. Cuando un laboratorio ha establecido y validado sus criterios diagnósticos, la sonografía es un excelente test no invasivo para el diagnóstico y gradación de las estenosis carotídeas, a menudo, obviando la necesidad de otras investigaciones confirmatorias previas a la cirugía carotídea³⁴.

Rothwell et al³⁵ encontraron que, la VPS y VDF son parámetros igualmente valorables, aunque otros autores, están a favor de la VPS^{32,33}. La VDF tiene mayor relevancia cuando existe una severa estenosis o aliasing que hace imposible

determinar la VPS. En su trabajo, Rothwell obtuvo como valores óptimos para el diagnóstico de estenosis severa, una VPS ≥ 220 cm/seg y una VDF ≥ 80 cm/seg. Son valores dentro de los publicados por otros autores atendiendo al método NASCET angiográfico (VPS 210-270 cm/seg y VDF 70-130 cm/seg)^{26,33,35-38}. Sin embargo, los valores óptimos de VPS y VDF para el diagnóstico de estenosis severas, dependen de que método sea usado en la gradación angiográfica. Esto es, una estenosis del 70% según NASCET, es aproximadamente, una estenosis del 80% según ECST³⁹ y método CC⁴⁰. El ECST, utiliza en el denominador, el diámetro del bulbo carotídeo, mientras que, el método CC, utiliza el diámetro de la ACC distal libre de enfermedad. Estos dos últimos son casi equivalentes³⁵.

Existe una buena correlación entre la VPS dentro de la estenosis de la ACI y el resultado de la angiografía selectiva. Sin embargo, la medición de la velocidad dentro del segmento de la ACI enferma, puede en algunos casos, desviarse sustancialmente de la regresión lineal entre la velocidad del flujo y la reducción del diámetro. Ello es debido, a la compensación por el polígono de Willis, que puede afectar a la presión sanguínea postestenótica y a la velocidad del flujo dentro del segmento enfermo de la ACI⁴¹. En un reciente estudio retrospectivo⁴², se observó una covariación inversa entre, la velocidad de flujo máximo al final de la diástole dentro de la estenosis severa de la ACI y, la presión diastólica del muñón medido durante la cirugía, y que corresponde a la presión de la ACI durante su clampaje. Esto sólo ocurría con estenosis severas que, angiográficamente corresponden a estenosis $>75\%$, probablemente porque, en esos casos la vía de colateralidad intracraneal funciona.

B.11.b. Diferencias en la determinación de las estenosis carotídeas por determinación del ratio de velocidad pico sistólica entre arteria carótida

interna y arteria carótida común.

Existe también variabilidad respecto a cual es el valor del ratio ACI/ACC a partir del que definir una estenosis >70%. Según Golledge et al.⁴³ para definir, según NASCET, una estenosis entre el 70%-90% respecto a la angiografía, con una mejor combinación de sensibilidad y especificidad, y una precisión de alrededor del 80%, se precisa una VPS >295 cm/s, una VDF >90 cm/s y un ratio ACI/ACC >5,5. Según Ranke et al.⁴⁴ un ratio de velocidades >5 fue 97% sensitivo y 98% específico para la detección de una estenosis >70% basada en los criterios NASCET; y un ratio de velocidad >3, indicaba una estenosis >70% según criterios ECST, con un 100% de sensibilidad y un 94% de especificidad.

Aunque, el ratio de VPS entre ACI y ACC fue propuesto para compensar la variabilidad interindividual e Interequipo, ya que, permanece constante, independientemente de los efectos hemodinámicas de lesiones en tandem unilateral o de estenosis contralaterales o de cambios en la presión sanguínea^{26,33}. Este ratio no es claramente superior a los valores absolutos de velocidad del flujo, probablemente, debido a las variaciones del diámetro de la CC y de las condiciones del flujo colateral⁴⁵.

El estudio de Ranke et al.⁴⁴ como otros previos^{45,46}, indican que la CC, probablemente, no es el segmento de referencia ideal para la normalización de la velocidad. En estenosis de ACI muy severas, los flujos de velocidad están reducidos en la CC con una amplia variación. Meyer et al.⁴⁷ observó que la velocidad sistólica en ACC, en voluntarios sanos, disminuía un promedio de 9 cm/s por cada centímetro de distancia entre la bifurcación carotídea y la aorta. Lee et al.⁴⁸ observó en una población sin enfermedad, que el rango de VPS medido a lo largo del curso de la ACC era de 20 cm/s \pm 13. Probablemente las causas de la variabilidad de

velocidad en la ACC este relacionada con varios factores que afectan al flujo sanguíneo, como la geometría vascular, la complianza de la pared del vaso y determinados parámetros hemodinámicas, como el gasto cardíaco, la frecuencia cardíaca y la presión sanguínea.

La mayoría de los estudios previos no identificaban donde se evaluaba la velocidad de la ACC^{26,38,45,49,50}. Unos autores, median la VPS de la ACC justo debajo de la bifurcación^{26,38} y, otros, median en el medio de la ACC⁴⁵. Mediciones en la ACI distal, son superiores a los ratios de velocidad basados en la CC por 2 razones: Primero; por su curso extracraneal sin ramas, la ACI cumple los requerimientos de una ecuación continua. Segundo; las mediciones de velocidad para los ratios basados en la ACI deben ser realizados proximal y distalmente, correspondiendo a la mediciones de los ratios de los diámetros angiográficos con los criterios NASCET.

Los resultados indican que, el ratio de la velocidad media (ratio de velocidad intraestenosis / la velocidad distal de la ACI) predice la estenosis carotídea más exactamente⁴⁴. Ratios de velocidad, usando los valores de velocidad carotídea distal, no habían sido validados, probablemente, porque las mediciones de velocidad fueron difíciles de obtener distalmente. Ranke⁴⁴ afirmó que, el ratio de velocidad media es el método doppler más preciso, porque normaliza la velocidad distal para la variabilidad interindividual e interequipos doppler.

B.11.c. Dificultades en el diagnóstico de la estenosis carotídea.

Los criterios diagnósticos no son uniformes entre los distintos laboratorios vasculares. Dos recientes estudios^{51,52}, encontraron una alta sensibilidad para el diagnóstico de estenosis >70% en la ACI, con una VPS entre 200 y 230 cm/seg o mayor, y /o una VDF en ACI de 60 a 100 cm/seg o mayor, y/o un ratio VPS CI/CC

entre 3-3,2 o mayor.

Suwanwela et al⁵³ observó que, una combinación de $VPS \geq 200$ cm/s con $VDF \geq 140$ o un ratio $ACI/ACC > 4,5$, tenía una sensibilidad del 96% y una especificidad del 61%, para detectar una luz residual ≤ 1.5 mm. Para conseguir una especificidad del 100%, era preciso una $VPS > 440$ cm/s y una $VDF > 155$ cm/s o un ratio > 10 , aunque ello suponía una disminución de la sensibilidad a un 72%

Elgersma et al⁵⁴ en su estudio, analizó los criterios de velocidad comparados con la angiografía, y encontró que, la VPS era el mejor parámetro. Steinke et al¹⁶ observó que, la medición de la estenosis de la ACI en visión longitudinal se correlacionaba levemente mejor que la medición en visión transversa

Variaciones del duplex son obtenidas como resultado del uso de diferentes modelos de aparatos disponibles hoy, así como, de las variaciones en el volumen de muestra y de los diferentes métodos de procesamiento de la señal

Cuando el porcentaje de reducción del diámetro estimado con los criterios de velocidad de la ACI, fue comparado con las mediciones directas de las imágenes con el color, los hallazgos fueron similares a los descritos previamente con el Doppler duplex, en comparación con la angiografía selectiva¹⁷.

El *power* y el color tienden a subestimar el grado de estenosis en comparación con el Doppler continuo. Midiendo la reducción del diámetro en visión longitudinal en el lugar de máxima estenosis, perpendicularmente al eje axial del vaso, el promedio de acuerdo entre el color y *power* fue mejor para la estenosis del área (75%) que para la estenosis en diámetro (67,5%). Mientras que, el porcentaje de estenosis dentro de una categoría alta por *power*, comparada con el color, no difirió entre el diámetro (9,4%) y el área de estenosis (9,8%). La subestimación con el *power* ocurrió más frecuentemente en el diámetro (23,1%), que en el área (15,2%)

de la zona estenótica

Midiendo en función del método ECST y CC, existe un porcentaje significativo de sobreestimar la estenosis de la ACI, tanto con el color, como con el *power*. En contraste, la evaluación angiográfica con el método NASCET resulta en una significativa subestimación de la estenosis, tanto con el *power*, como con el color¹⁸.

Steinke et al.²⁰ encontraron que la correlación de medición entre el color y el *power*, fue moderada para el diámetro de la estenosis (coeficiente de regresión (r) de 0,73) pero, fue excelente para el área de estenosis ($r=0,93$)

Para algunos autores⁵⁵, se sugiere la medición directa del área en visión transversa con el color, como un criterio válido para la determinación del grado de estenosis comparado con la arteriografía, y cómo el más preciso representante de la referencia anatómica. Para otros¹⁷, mediciones en el plano longitudinal son superiores a la medición en el plano transverso por dos razones: Primero, la pared externa del vaso era mejor definida en el plano longitudinal. Segundo, la imagen en visión transversa con el color Doppler resulta en una imagen que no es la verdadera sección transversa

Dada la gran variabilidad entre laboratorios vasculares, entre individuos y entre equipos, la Sociedad de Radiólogos en Ultrasonidos (The Society of Radiologists in Ultrasound) reunió a los expertos a un panel multidisciplinar para llegar a un consenso en el diagnóstico de la enfermedad carotídea por ultrasonidos⁵⁶ (tabla 2).

Tabla 2. Consenso criterios ultrasonográficos en la determinación de la estenosis carotídea

Grado estenosis (%)	Parámetros primarios		Parámetros Adicionales	
	VPS ACI cm/s	%reducción diámetro con escala gris y color	Ratio VPS ACI/ACC	VDF ACI
Normal	<125	Ninguno	<2	<40
<50	<125	<50	<2	<40
50-69	125-230	≥50	2-4	40-100
≥70 pero no suboclusiva	>230	≥50	>4	>100
suboclusiva	Alto, bajo o no detectable	visible	Variable	Variable
Oclusión	indetectable	Visible. No detectable la luz	No aplicable	No aplicable

C. LA ARTERIOGRAFÍA

En el diagnóstico de estenosis carotídea usando sonografía como screening, el técnico necesita de altos niveles de sensibilidad (S) y valor predictivo negativo (VPN) a expensas de baja especificidad (E) y valor predictivo positivo (VPP).

Cuando se realiza cirugía sin arteriografía, el técnico necesita altos niveles de E y VPP. Cuando la VPS y VDF, exceden mínimamente del punto de corte para el diagnóstico de una estenosis severa, el diagnosticar una estenosis de < 70% como

una estenosis severa, sin confirmación arteriográfica, puede llevar al paciente a una cirugía innecesaria³⁴.

La angiografía define enfermedad como reducción del diámetro de la luz del vaso en referencia a un diámetro "normal" proximal o distal. Una reducción del 20% puede ser considerada más allá de una medición errónea por la tecnología y esto define "placa"⁵⁷.

La determinación preoperatoria del grado de estenosis, ha estado rutinariamente basada en la angiografía cerebral, que a pesar de las mejoras técnicas, y el aumento de la experiencia, continúa siendo una de las herramientas más peligrosas en el diagnóstico médico, exponiendo al paciente a un riesgo de ictus, a lesiones arteriales y a la morbilidad asociada al contraste⁵⁸.

Desde la publicación del NASCET²⁸, en el que se demostraba un significativo beneficio de la cirugía en pacientes con síntomas de la arteria carótida con estenosis >70%, ha surgido una discusión acerca de los diferentes métodos angiográficos para la medición de la estenosis carotídea⁵⁹. Más complejidad aún, con el método en el que se usa como denominador para la medición de la estenosis de la ACI, la ACC⁶⁰.

C.1 Variabilidad en la metodología usada.

Los resultados del NASCET²⁸ y ECST⁶¹ indicaban que el grado de estenosis, expresado como porcentaje de reducción del diámetro del vaso, era el mayor factor en la determinación de cuando un paciente se beneficiaba de la endarterectomía carotídea. En ambos, el diámetro de la luz fue medido en el punto de máxima estenosis, pero el denominador de la ecuación, usado para el cálculo de la estenosis, fue diferente. En el ECST, el diámetro de luz normal fue estimado en el lugar de la lesión, basado en una impresión visual de donde estaba la pared arterial

normal antes de la lesión. En el NASCET, fue usado el diámetro de la porción visible de la ACI libre de enfermedad; o la estenosis fue clasificada >95%, si la parte distal de la ACI estaba colapsada. El tercer método⁴⁰, el CC, usaba el diámetro de la zona visible de la CC distal libre de enfermedad (Figura 9)

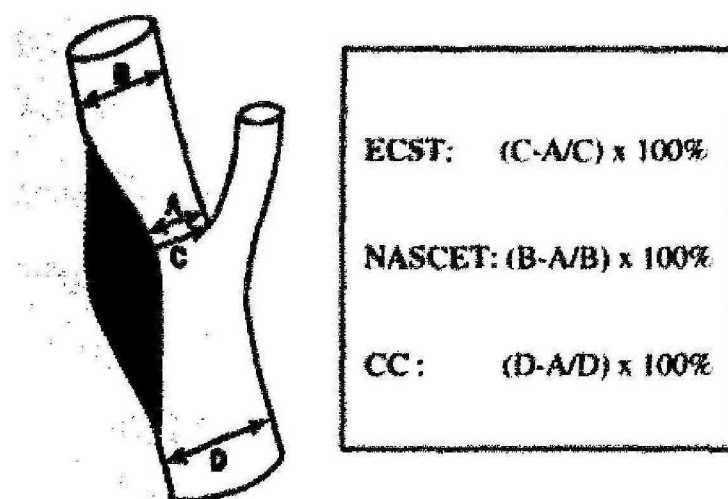


Figura 9. Determinación de los distintos métodos de medición de las estenosis carótideas

C.2 Justificación de la arteriografía cerebral

La justificación más común para realizar angiografía cerebral de forma rutinaria, es que el duplex no puede determinar la anatomía, ni las alteraciones hemodinámicas de la circulación intracerebral, ni visualizar el arco aórtico. Una lesión del sífon carotídeo ipsilateral, y la presencia de moderada o severa enfermedad de vasos intracerebrales, son hallazgos comunes en la angiografía, aunque, no son disuasorios de una endarterectomía⁶²⁻⁶⁴.

El manejo estándar de las estenosis ha sido establecido clásicamente por la angiografía. El arteriograma es considerado el "gold Standard" para la definición del grado de estenosis de la ACI, el cual fue calculado de acuerdo al método

recomendado por el Committee on Standards for Noninvasive Vascular Testing of the Joint Council of the Society for Vascular Surgery and the North American Chapter of the International Society for Cardiovascular Surgery^{11,28,65,66}. El porcentaje de reducción del diámetro fue calculado por comparación del diámetro luminal en el lugar de máxima estenosis, con el diámetro de la ACI normal inmediatamente distal al área de enfermedad, comunmente referido como método NASCET, para la determinación de las estenosis de la arteria carótida.

Hay que tener en cuenta que el bulbo carotídeo es una aberración carotídea, ya que, es una parte dilatada de una arteria⁶⁷. El bulbo carotideo puede tener cerca de 2 veces el diámetro de la ACI distal y, sin embargo, usando el diámetro normal del bulbo para el cálculo de grado de estenosis, se exageraría dicho grado. Si el bulbo carotídeo es reducido por arterioesclerosis a la luz paralela, anatomistas sugirieron que supone una reducción del 50% en el diámetro. Sin embargo, si el vaso tiene pared recta, supondría que existe un 0% de estenosis. Por otra parte, calculando la reducción del área en transverso, podría considerarse una reducción del 75% del área. Entonces, no se sabe si lo correcto es un 50% de estenosis, un 0% estenosis o un 75% de estenosis⁶⁷.

C.3 Complicaciones de la arteriografía

En la mayoría de los centros, la angiografía cerebral es realizada antes de la cirugía carotídea para delimitar la extensión de la enfermedad pero, esto no está exento de peligros. Variedad en la morbilidad tras la angiografía cerebral oscila del 0% al 28% debido a, diferencias en el diseño de los estudios, los pacientes estudiados y la definición de complicaciones^{68,69}.

Hankey et al⁷⁰ publicaron un 4% de complicaciones neurológicas (ictus y accidente isquémico transitorio (AIT)), un riesgo de déficit neurológico permanente

de cerca del 1% y, una mortalidad del 0.5%.

Para reducir el potencial riesgo de la angiografía cerebral, los pacientes deben ser apropiadamente seleccionados, con un reciente evento isquémico en el territorio carotídeo y, estar dispuestos a ser considerados a la endarterectomía carotídea. Es importante que la angiografía no se realice en pacientes normales o con escasa estenosis (0%-29%)⁷¹.

The American Society of Interventional and Therapeutic Neuroradiology, American Society of Neuroradiology, and The Society of Cardiovascular and Interventional Radiology⁷² publicó los umbrales que deberían encontrarse o sobrepasarse por los individuos que realicen la angiografía, incluyendo idoneidad de indicación para la angiografía (99%), porcentaje de éxitos (98%), y complicaciones neurológicas y no neurológicas del procedimiento. Déficit neurológico reversible, incluyendo AIT e ictus reversible no debería sobrepasar el 2,5%. Déficit neurológico permanente no debiera exceder del 1%. Complicaciones no neurológicas como, fallo renal (0,2%), oclusión del acceso arterial (0,2%), hematoma que requiera transfusión o evacuación (0,5%). Complicaciones mayores, definidas como, todos aquellos eventos que requieren terapia adicional, incremento no planeado del nivel de cuidado, hospitalización prolongada de más de un día o una causa permanente de secuela adversa, no debieran exceder del 2,0%.

Complicaciones neurológicas que ocurren dentro de las 72 horas del procedimiento, son atribuidas a la arteriografía carotídea y son definidas por la duración y severidad del déficit. Un déficit que se resuelve dentro de las primeras 24 horas es considerado un AIT, un déficit de más de 24 horas es un ictus. Si se resuelve dentro de los 7 días, es un ictus reversible y, si el déficit dura más de 7 días, es un ictus permanente.

El porcentaje de complicaciones neurológicas en largos estudios de la angiografía durante la era precedente del estudio ACAS, estaban en un rango del 2,6% al 11% y, el porcentaje de ictus, del 2,1% al 3,1 %^{73,74}. Durante la década que siguió al ACAS⁸⁵, se desarrollaron muchas técnicas que contribuyeron a hacer la angiografía un método más seguro y simple. La sustracción digital es de rutina, permitiendo un estudio más rápido, con más detalle y con menos contraste. El mecanismo de ictus asociado con la angiografía es, a menudo, una lesión o disrupción del vaso por la manipulación del catéter. Guías y catéteres hidrofílicos más pequeños, e imágenes de alta resolución, han contribuido a una mejor maniobrabilidad cerebral. La angioRM o duplex carotídeo previo a la angiografía, ayuda al angiógrafo a dirigir el estudio a la zona de interés. Agentes menos tóxicos han facilitado la disminución de complicaciones sistémicas.

Algunos de los hechos que han favorecido ictus después de la angiografía son: la realización por inexpertos, pobre estado general y enfermedad sistémica, ictus reciente o frecuentes eventos cerebrales, severidad de la estenosis, uso de agentes iónicos, administración de grandes volúmenes de contraste, catéteres cerebrales grandes (>6 F) e intercambio de múltiples catéteres. Otros factores asociados son: la edad, DM, HTA, altos niveles de creatinina sérica, o la presencia de estenosis sintomática; los cuales son factores frecuentes en los pacientes subyacentes de angiografía^{73,75-77}.

D. ANGIORESONANCIA MAGNÉTICA(Anglo-RM)

Puede ser realizada para confirmar estenosis severas encontradas con el duplex o bien, como primera línea de investigación cuando los síntomas sugieren trombosis o isquemia carotídea. También puede ser realizada como screening de pacientes de alto riesgo, aunque no es habitual por su alto coste.

Son tres las principales técnicas: dos dimensiones, tres dimensiones con técnica de realce de señal (*time-of-flight* (TOF)) y tres dimensiones con realce de contraste (*contrast-enhanced* (CE)).

Comparada con la arteriografía, la angioresonancia de dos dimensiones, presenta una sensibilidad y especificidad del 89%(84%-100%) y del 84,7%(74,5%-100%) respectivamente⁷⁸⁻⁸⁰.

Cuando se comparaba la angioresonancia TOF con la arteriografía, la sensibilidad y especificidad eran mayores que con la angioRM en dos dimensiones. La media de la sensibilidad era del 92,8% (88%-97,7%) y de la especificidad del 87,7% (75,7%-100%)⁸¹⁻⁸³. La angioRM CE presentaba una media de sensibilidad del 90%(65%-100%) y una especificidad del 82%(74-100%)⁸⁴⁻⁸⁶.

Las ventajas de la angioRM con la angiografía son la falta de la toxicidad del contraste, ausencia de complicaciones embólicas y el bajo coste. Comparada con el duplex, la angio RM tiene menos variabilidad interobservador, ve más detalles de la anatomía del caso y, permite visualizar del arco aórtico al polígono de Willis.

La reducción del área transversa puede ser la medida más precisa de enfermedad. Una limitación de la angioRM es la tendencia a sobreestimar las estenosis hasta en un 8% de las arterias⁸⁷. (Foto 23,24,25 y 26)

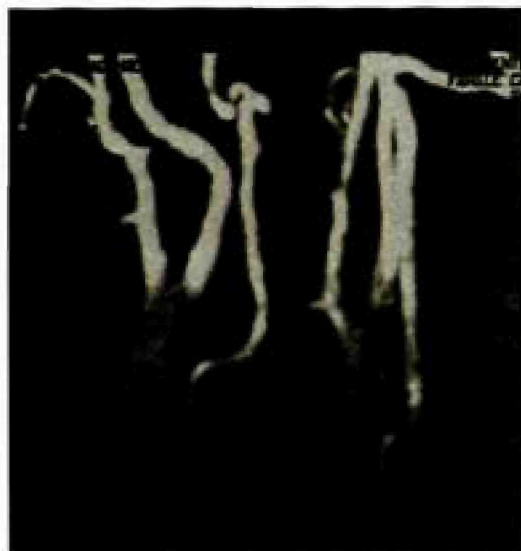


Foto 23. Estenosis severa ACI izq en angioRM



Foto 24. Dynamic flow en ACI izq



Foto 25. Modo B

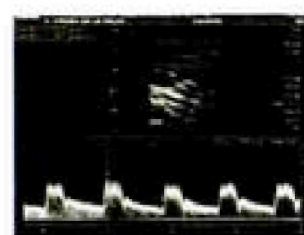


Foto 26. Curva velocidad ACI

Otras limitaciones son: se precisa que el paciente este inmóvil durante varios minutos (5-11 minutos) pues de lo contrario, la tasa de errores puede llegar al 11%; la posibilidad de malinterpretar las lesiones suboclusivas como oclusivas; y la pobre identificación de las ulceraciones^{87,88}.

Numerosos estudios^{78,88-92} han sugerido la realización de una angioRM para confirmar la presencia de una estenosis $>70\%$ observada con el duplex en pacientes sintomáticos o de alto riesgo. Además, ha sido sugerida para casos de enfermedad no focal con velocidades sugestivas de estenosis proximal o distal o, en pacientes sin síntomas hemisféricos⁷⁸⁻⁷⁹.

E. ANGIO-TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (Angio-TAC):

Esta recomendado en pacientes cuyos síntomas sugieren enfermedad carotídea, en pacientes de alto riesgo o para confirmar una estenosis encontrada con el duplex⁸⁸. (Foto 27,28 y 29)



Foto 27. Estenosis >50% de ACI drch en angioTAC



Foto 28. Estenosis 54,2% con dynamic flow

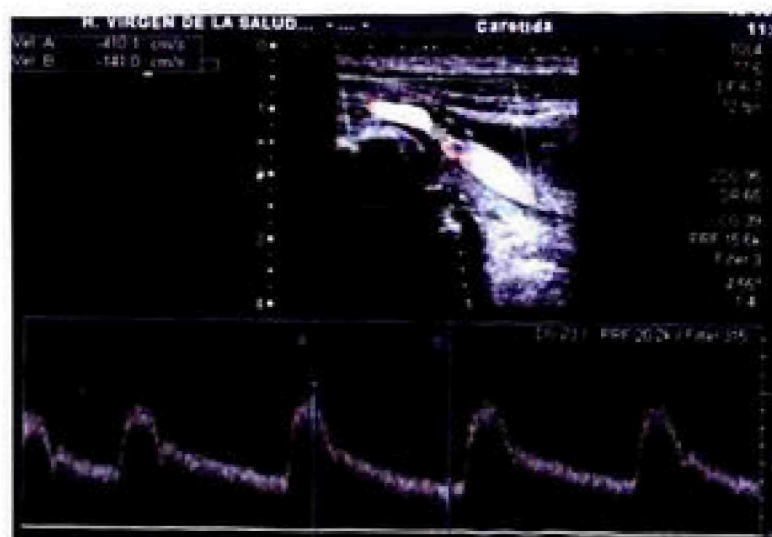


Foto 29. Estenosis >95% con doppler

Dos estudios prospectivos^{93,94} han comparado la técnica de proyección de las superficies de muestra (*shaded surface display* (SSD)) y la técnica de proyección de intensidad máxima (MIP). Tenían una precisión del 89% y del 83% respectivamente, comparados con la angiografía de sustracción digital.

La sensibilidad con el angio-TAC SSD era del 69,8%(60%-82,4%) y la especificidad del 90,9% (86%-93,9%)^{93,95}. Con el angio-TAC MIP, la sensibilidad y la especificidad eran menores que con el SSD, del 75% (60%-82,4%) y del

75,3%(61%-88%) respectivamente^{93,96}. Con la Tomografía Axial convencional, la sensibilidad era del 82,3%(65%-100%) y la especificidad del 94,9% (90%-100%)^{64,69,93,97}.

El angio-TAC subestima la estenosis en un 14% de las arterias y, sobreestima en un 4%⁹⁸. Además, la calcificación de la placa carotídea da lugar a una pobre adquisición de la imagen⁶⁸.

Los beneficios del angio-TAC son: su disponibilidad para detectar leves diferencias en el contraste; evaluar los vasos intracraneales y; determinar la arquitectura de la placa, lo que la diferencia de la angiografía que es un luminograma. Visualiza el curso de la ACI, e incluso, puede diferenciar mejor entre placa blanda y dura, comparada con el duplex o la angiografía. También permite determinar la presencia de ulceraciones, así cómo, las relaciones de la ACI con la vena yugular y estructuras óseas de importancia, previo a la endarterectomía carotídea⁹⁹.

Los inconvenientes incluyen: los artefactos por el movimiento; pobre identificación del trombo mural; el solapamiento de la vena yugular interna que dificulta la visualización de la ACI y; la subestimación de la estenosis, particularmente con la SSD, por el efecto del volumen parcial de la placa^{88,99}.

III. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

JUSTIFICACIÓN

Las características de la estenosis carotídea, así como, la morfología de la placa, la estructura de la superficie y, el diámetro de la luz del vaso, son importantes mecanismos de isquemia cerebral. Para entender el papel que juega la estenosis de la arteria carotídea en la etiología de la isquemia cerebral, es preciso una clara visualización y cuantificación de la estenosis

La angiografía es el método tradicional para la evaluación de las estenosis carotídeas antes de la cirugía. Por el coste, los inconvenientes, el riesgo de ictus y otras complicaciones asociadas, la mayoría de los centros usan test no invasivos para la evaluación preoperatorio y/o screening de las estenosis carotídeas. Por ello, el tratamiento quirúrgico convencional o endovascular sin arteriografía previa está en aumento.

El duplex color ha sido el método no invasivo más usado, con la medición de la velocidad en el lugar de estenosis como el criterio primario. Considerables variaciones, incluso con equipos similares, hace que no existan criterios rígidos y valores precisos entre diferentes laboratorios. Inherentes limitaciones en la visualización del flujo sanguíneo y de los criterios de velocidad, hacen que el duplex pueda ser inadecuado en algunas condiciones clínicas.

La habilidad del duplex para evaluar el sistema cerebrovascular proximal a nivel de la base del cuello o distal al ángulo de la mandíbula es limitada. Sin embargo, las alteraciones a nivel del arco aórtico, ramas proximales y circulación intracerebral raramente modifican el plan quirúrgico.

El duplex es el método de investigación más común usado para la determinación de la severidad de la aterosclerosis carotídea y, su uso se ha incrementado por su papel determinante antes de la cirugía carotídea. A pesar del consenso respecto a

criterios de velocidad y del grado de reducción del diámetro, es necesaria la validación interna de los umbrales de velocidad y, sólo usar los valores del consenso en los casos donde la validación no sea posible.

La medición de estenosis mediante criterios morfológicos suscitó una gran discusión hace años, pero, fueron realizadas con aparatos que tenían poca resolución comparada con la que ofrecen los equipos actuales, e incluso, se realizó en un momento en donde no existían funciones como el *power angio* o el *dynamic flow*.

HIPÓTESIS

Ante tal situación se planteó la siguiente hipótesis de trabajo: "Si la determinación del grado de estenosis carotídea por Eco-Doppler presenta tanta variabilidad, será necesario aunar criterios hemodinámicos y morfológicos"

OBJETIVOS

Los objetivos de este estudio han sido:

1. Establecer la concordancia entre dos observadores para la determinación del grado de estenosis carotídea siguiendo criterios ecográficos hemodinámicos y criterios morfológicos con *dynamic flow*.
2. Descubrir la ecuación matemática en la que se incluyan la mejor combinación de parámetros ecográficos que predigan el porcentaje de estenosis de la arteriografía.
3. Validar dicha ecuación matemática en una serie independiente de pacientes. La validación se realizará con la arteriografía con sustracción digital intraarterial tomada como patrón oro

IV. PACIENTES Y MÉTODOS

IV. PACIENTES Y MÉTODOS

A. CONCORDANCIA ENTRE EVALUADORES

A.1. Estudio ecodoppler

En el periodo comprendido entre Junio de 2003 y Septiembre de 2004 se examinaron en el servicio de Angiología, Cirugía Vascular y Endovascular del hospital Virgen de la Salud de Toledo, 42 pacientes (84 carótidas) que presentaron sintomatología neurológica .

Los criterios de inclusión eran todos aquellos pacientes con sintomatología neurológica carotídea o del sistema vertebro-basilar que accedía a la firma del consentimiento informado (Anexo 1). Los criterios de exclusión eran la presencia de sintomatología invalidante, enfermedad sistémica severa y edad superior a 90 años. Como criterios de salida del proyecto se establecieron la pérdida de datos y la retirada del consentimiento informado en cualquier momento del estudio.

Todos los pacientes fueron evaluados en el laboratorio vascular, previamente a la arteriografía intraoperatoria, por dos cirujanos vasculares acreditados para las exploraciones no invasivas por la comisión de Homologación del Capítulo de Diagnóstico No Invasivo de la Sociedad Española de Angiología y Cirugía Vascular, con larga experiencia en el estudio diagnóstico de la enfermedad carotídea. La sistemática de estudio era:

1. Examen morfológico: Visión transversa y longitudinal de la ACC, bifurcación carotídea, ACI y ACE en modo-B. (Foto 30)
2. Análisis de las curvas de velocidad Doppler: La curva Doppler fue obtenida en la ACC en la base del cuello próxima a su origen. La curva Doppler de la ACI fue obtenida a nivel proximal, medio y distal y se determinó el punto de máxima VPS (Foto 31). La curva de la ACE rutinariamente fue determinada

en su origen. Las VPS y VDF fueron determinadas en cada localización con un ángulo de incidencia entre 55 y 65 grados.

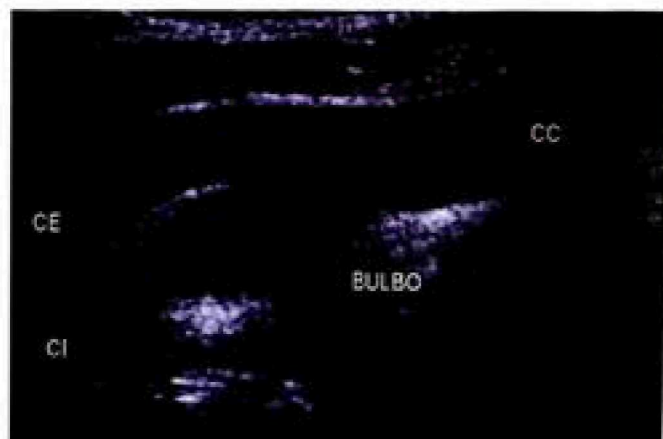


Foto 30. Placa estenótica en origen de ACI en modo-B en visión longitudinal

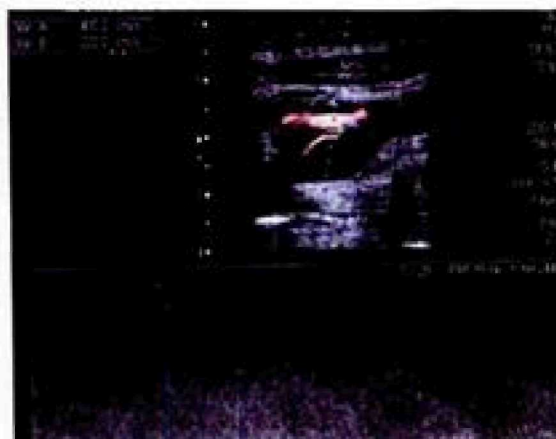


Foto 31. Curva de velocidad a nivel de zona de máxima estenosis

3. Cálculo del grado de estenosis, mediante la función ecográfica del *dynamic flow*, según criterios NASCET, como porcentaje de reducción del diámetro en visión longitudinal. Se determinó el diámetro luminal residual en el punto de máxima estenosis y el diámetro de la ACI distal teniendo en cuenta los márgenes de la columna de sangre codificada con el *dynamic flow* (Figura 10 y Foto 32)

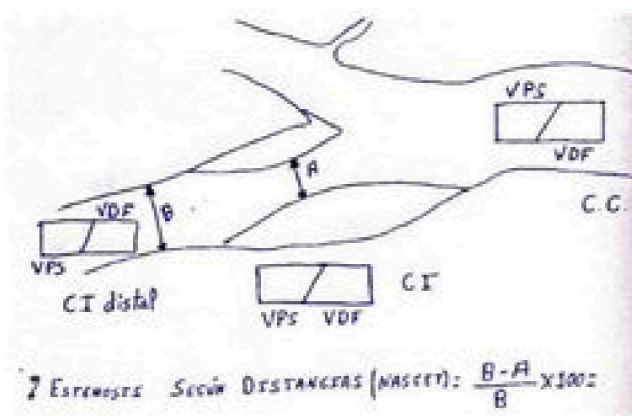


Figura 10. Protocolo recogida de datos



Foto 32. Visión con *dynamic flow* de zona estenótica

Modo-B y *dynamic flow* fueron realizados por los dos exploradores con una

sonda linear array de 7.5 MHz sin conocimiento del grado ni del lado de la estenosis.

El modelo de ecógrafo utilizado fue un Toshiba Medical Systems Aplio modelo SSA-700A.

El paciente se coloca en decúbito supino con la cabeza girada hacia el lado contrario a la carótida que va a ser examinada. Se analizaron las VPS y VDF de ACC y ACI y se estableció el grado de estenosis carotídeo en función de parámetros hemodinámicas siguiendo la clasificación del Laboratorio Vascular previamente validada internamente (tabla 4 y 5).

Tabla 4. Estimación grado estenosis por criterios de VPS

VPS cm/s en ACI	Grado de estenosis (%) (rango)
<100	<50
100-200	51-69
200-400	70-95
>400	>95

Tabla 5. Estimación grado estenosis por criterios de VDF

VDF cm/s en ACI	Grado de estenosis (rango)
<60	<50
60-120	51-69
120-300	70-95
>300	>95

Para la determinación del grado de estenosis se tuvo en cuenta la VPS principalmente y, sólo en determinadas ocasiones, como en caso de aliasing, se clasificó la enfermedad carotídea en función de la VDF de la ACI. Los ratios no se consideraron por no presentarse ningún caso de estenosis severa u oclusión

contralateral que pudiera artefactar los parámetros velocimétricos de la carótida a estudio.

Para definir el grado de estenosis por criterios morfológicos en modo-B con *dynamic flow* se medía la distancia de luz residual en el punto de máxima estenosis y la distancia de la luz de la ACI distal a la estenosis (en la zona inmediatamente distal al punto de máxima estenosis donde la luz vascular se hacia paralela), tras conseguir una adecuada insonación de la bifurcación carotídea y de la ACI en visión longitudinal. Cuando la ACI distal no se visualizaba correctamente distal al punto de máxima estenosis, se eligió una nueva proyección, con la misma escala y a doble pantalla, de modo que era posible seleccionar el ángulo de insonación más adecuado para obtener una correcta visión longitudinal de la ACI. El ecógrafo, de manera automática, determinaba con estos parámetros el grado de estenosis, en distancias, de la ACI. (Foto 33 y 34)



Foto 33. Medición a doble pantalla con el dynamic flow de la zona de máxima estenosis (izquierda) y la ACI distal (derecha). Automáticamente se determinaba el porcentaje de estenosis según distancias siguiendo criterios NASCET.

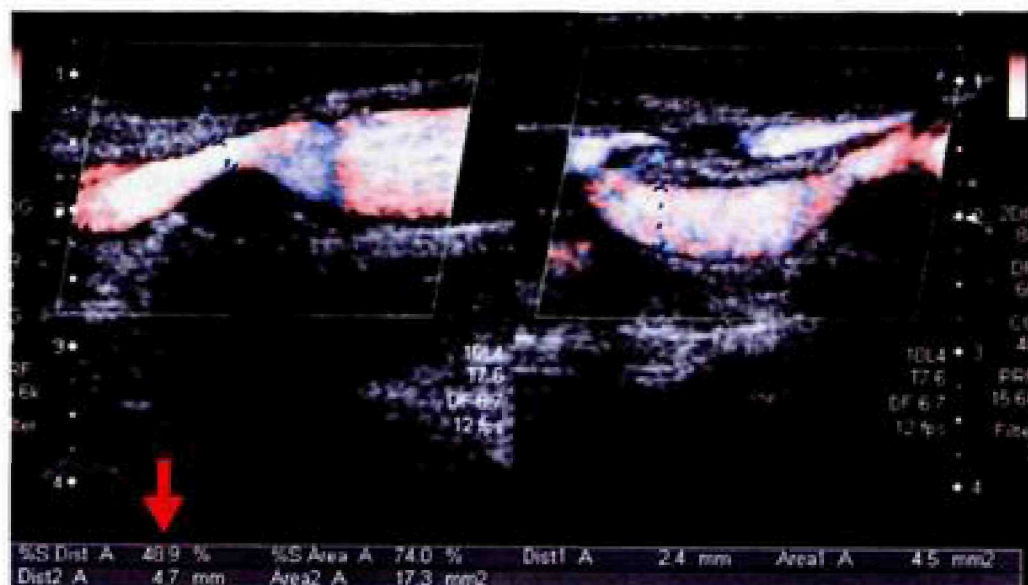


Foto 34. Medición a doble pantalla con el dynamic flow de la zona de máxima estenosis (izquierda) y la ACI distal (derecha). Automáticamente se determinaba el porcentaje de estenosis según distancias siguiendo criterios NASCET.

A.2. Arteriografía

La arteriografía cerebral intraarterial con sustracción digital fue realizada en el quirófano con un arco digital Philips BV300, de forma selectiva en todos los pacientes, por vía femoral, dentro de las dos primeras semanas tras el estudio duplex. Sirvió como el patrón oro para establecer el grado de estenosis. Todos los pacientes recibieron su consentimiento informado (Anexo 2) y fueron aclaradas todas sus dudas.

Los arteriogramas fueron realizados con al menos 2 proyecciones (AP, lateral y/o oblicuas) y con visión de la circulación intracerebral en todos los casos. (Foto 35 y 36). Se eligió la proyección arteriográfica que mejor desdoblaba la bifurcación carotídea y se realizó, con un marcador de mano con incrementos de 1 mm, la medición del punto de máxima estenosis y de la ACI distal (inmediatamente distal al punto de estenosis, donde se podía observar que el resto de la ACI distal era de la misma magnitud), tras realizar el escaneado de las imágenes arteriográficas y

usando el programa informático Adobe Photoshop 7.0 que, permitía magnificar la imagen, para conseguir evitar el mayor error en la medición de la estenosis. El porcentaje de reducción del diámetro fue determinado por la fórmula: Porcentaje de estenosis = $1 - (\text{diámetro de luz residual en el punto de la lesión} / \text{diámetro normal distal a la lesión}) * 100$, siguiendo los criterios NASCET de medición.

Un cirujano vascular independiente y, sin conocimiento del grado de estenosis de la ACI determinado previamente por duplex, realizó las mediciones.



Foto 35. Arteriografía selectiva ACI

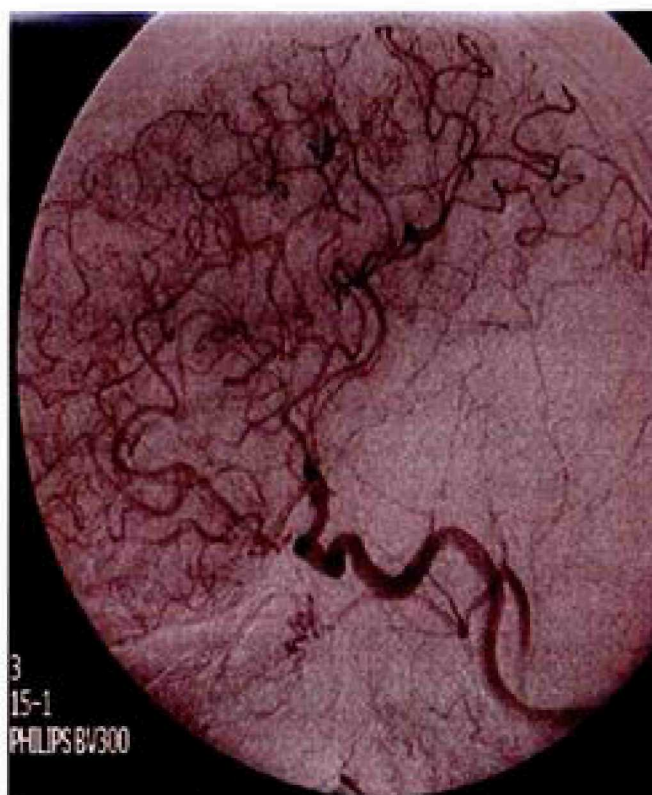


Foto 36. Arteriografía intracerebral

A.3. Análisis estadístico

Para la descripción de los datos se han usado medias, desviaciones estándar, porcentajes, rangos e intervalos de confianza al nivel indicado en cada caso.

Se determinó la concordancia entre evaluadores en los resultados del ecodoppler y, para ello se utilizó el coeficiente de correlación intraclase y su intervalo de confianza al 95% (modelo de efectos fijos) cuando la variable es de escala. Los resultados de la concordancia se clasifican según Fleiss¹⁰⁰: <0.00, pobre; 0,00 a 0,2, leve; 0,21 a 0,40, regular; 0,41 a 0,60, moderada; 0,61 a 0,80 buena; y 0,81 a 1 casi perfecta.

B.OBTENCIÓN DEL MODELO

B.1. Regresión lineal.

Para entender el modelo, se estudió la asociación lineal entre los resultados de la arteriografía y los resultados individuales del ecodoppler. Para evaluar la relación entre el porcentaje de estenosis según la arteriografía y los diversos resultados cuantitativos del ecodoppler se usa la regresión lineal por mínimos cuadrados.

B.2. Construcción de un modelo lineal de predicción de los resultados de la arteriografía a partir de una combinación de las variables medidas en cada paciente con el ecodoppler:

Mediante regresión lineal múltiple, usando como variable dependiente, el porcentaje de estenosis obtenido mediante la arteriografía; tanto NASCET como ECST y, como variables independientes, las medias de los dos observadores de las diversas mediciones cuantitativas realizadas con el ecodoppler (PNASCD, VDFCC, VPSCC, VPSCIP, VDFCIP, VPSCID y VDFCID), y mediante el algoritmo "backward" del paquete estadístico utilizado (SPSS v 10.0), se obtuvo la ecuación de una recta que agrupaba la mejor combinación de las variables independientes.

C. VALIDACIÓN DEL MODELO

C.1. Estudio ecodoppler

En una serie independiente de 17 pacientes consecutivos en el periodo comprendido entre Octubre y Diciembre de 2004 se validó el modelo. 14 pacientes eran sintomáticos y 3 asintomáticos. Se siguieron los mismos criterios de inclusión, exclusión y salida. Todos los pacientes fueron evaluados consecutivamente en el laboratorio vascular, previamente a la arteriografía intraoperatoria y tras firmar su consentimiento informado (Anexo 1), por un cirujano vascular acreditado siguiendo la misma sistemática de estudio y analizando las siguientes variables: VPS y porcentaje de estenosis según criterios NASCET en modo B con *dynamic flow* (Foto 37 y 38). Se utilizó el mismo modelo de ecógrafo, un Toshiba Medical Systems Aplio modelo SSA-700

C.2. Arteriografía

A todos lo pacientes se les realizó una arteriografía cerebral intraarterial con sustracción digital en quirófano con un arco digital Philips BV300, de forma selectiva, por vía femoral, dentro de las dos primeras semanas tras el estudio duplex y, se siguió la misma sistemática descrita previamente (Foto 39) tras recibir su correspondiente consentimiento informado (Anexo 2)..

Un cirujano vascular independiente y sin conocimiento del grado de estenosis de la ACI determinado previamente por duplex, realizó las mediciones.

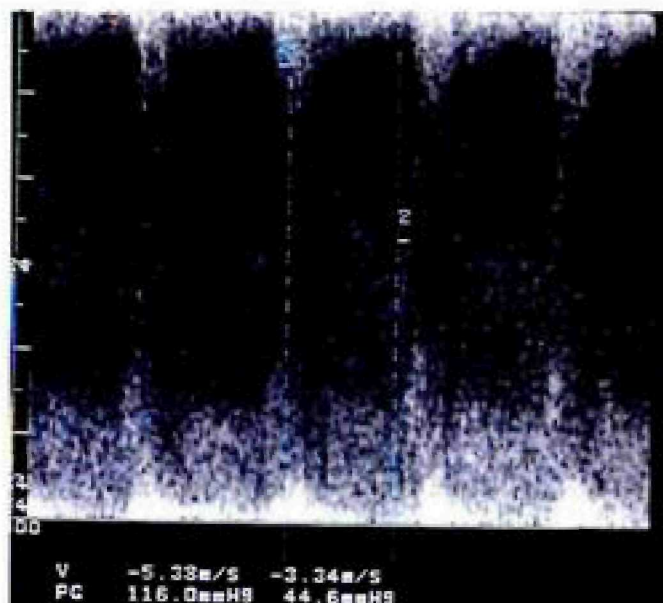


Foto 37. Estenosis >95% según criterios de velocidad

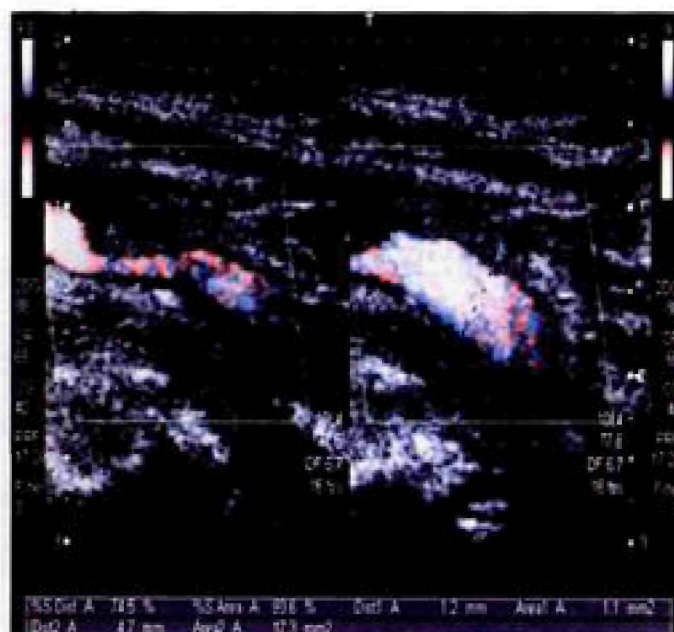


Foto 38. Estenosis del 74,5% según NASCET con dynamic flow tras la medición en la zona de máxima estenosis(izquierda) y distal a la misma(derecha)



Foto 39. Estenosis 80% tras realizar la arteriografía y medir en el AdobePhotoshop

C.3. Análisis estadístico

C.3.a. Relación entre los valores predichos y los reales:

Se usa la regresión y la correlación lineal para estudiar el tipo de relación entre los valores calculados según el modelo y los medidos mediante la arteriografía. Ello se hace en una serie de pacientes independiente de la que sirvió para generar el modelo.

C.3.b. Estudio del rendimiento predictivo:

En el caso de las rectas de regresión, entre el porcentaje de estenosis según la arteriografía y las variables individuales del ecodoppler, se calculan las bandas de predicción al 95%, es decir, el intervalo dentro del cual estaría el verdadero valor de cada paciente individual con un 95% de probabilidad.

En el caso del modelo de predicción del porcentaje de estenosis que arrojaría la arteriografía, a partir del modelo construido por una combinación lineal de varias variables medidas en cada paciente con el ecodoppler, en una serie de pacientes independiente de aquella cuyos resultados se emplearon para generar dicho modelo; se calcula la raíz cuadrada de la media de los errores de predicción al cuadrado (*rmse*) y la media del error de predicción (*me*), así como sus intervalos de confianza al 95%¹⁰¹. Con el *rmse* se evalúa la precisión, ya que este estadístico cuantifica el error total, mientras que, con el *se me* estudia el sesgo en la predicción.

D. PROGRAMA ESTADÍSTICO:

Se emplea el programa SPSS v 10, Windows

V. RESULTADOS

V. RESULTADOS

A. Resultados en la obtención del grado de concordancia entre los exploradores

En el periodo comprendido entre Junio de 2003 y Septiembre de 2004 se examinaron 42 pacientes (84 carótidas) que presentaron sintomatología neurológica. 3 pacientes fueron excluidos por presentar en 2 casos enfermedad sistémica grave y edad mayor de 90 años, y un caso por presentar enfermedad discapacitante severa. Otro caso se salió del estudio por retirar su consentimiento informado. Finalmente fueron analizados 38 pacientes (76 carótidas) sintomáticos; 35 hombres y 3 mujeres con una edad media de 71,97 años (55-83)

La sintomatología de los pacientes era: 23 ictus hemisféricos, de los cuales, en 4 casos, presentaban hemiplejía residual. 15 AITs (8 amaurosis fugax, 2 pérdidas de conciencia, 3 disartria con desviación bucal, 2 hemiparesias)

Los factores de riesgo de enfermedad cardiovascular eran: Hipertensión arterial 78,9%, Dislipemia 31,6%, Diabetes Mellitus 39,5% , Cardiopatía 18,4%, y tabaquismo 13,2% (tabla 6)

Tabla 6. Factores de riesgo

	Frecuencia	Porcentaje
HTA	30	78,9
Dislipemia	12	31,6
DM	15	39,5
Cardiopatía	7	18,4
Tabaquismo	5	13,2

HTA: Hipertensión arterial. DM: Diabetes Mellitus

Tras estudiar las 76 carótidas en modo B con *dynamic flow*, donde se medía el

consiguiente intervalo de confianza del 95%:

Respecto al rango de estenosis: $K = 0,8785 (0,071-0,9753)$

Respecto a la VPS: $K = 0,9025 (0,8112-0,9497)$

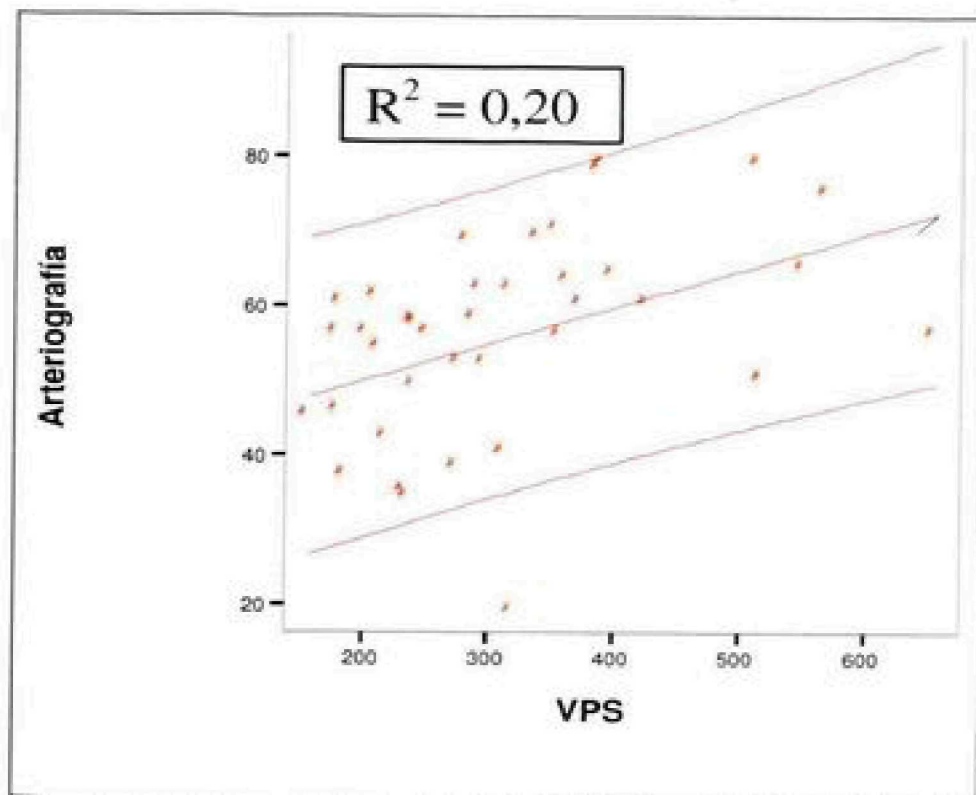
Respecto al porcentaje de estenosis según criterios NASCET en modo B con *dynamic flow*: $K = 0,7574 (0,5344-0,8738)$

B. Modelo lineal de predicción:

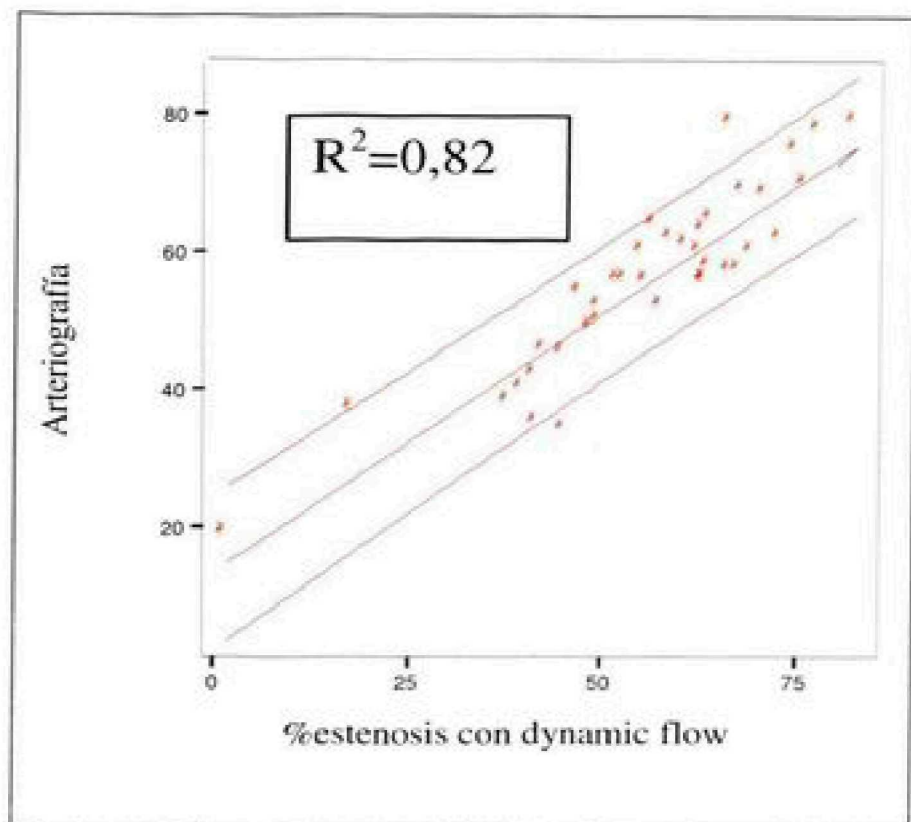
Tras el estudio de regresión lineal por mínimos cuadrados, la variación de la VPS con respecto a la arteriografía presentaba un R^2 de 0,20 (grafica 1). La variación de la variable, porcentaje de estenosis según criterios NASCET en modo B con *dynamic flow*, con respecto a la arteriografía, presentaba un R^2 de 0,82 (grafica 2). Se descartó la variable porcentaje de estenosis según criterios ECST en modo B con *dynamic flow* por no funcionar.

Se obtuvo un modelo lineal de predicción, una ecuación que agrupaba como variable dependiente, el porcentaje de estenosis según criterios NASCET en modo B con *dynamic flow* y, como variable independiente, la VPS. Se obtuvo la siguiente ecuación estadísticamente significativa con un R^2 de 0,85, donde Y determinaba el porcentaje de estenosis.

$$Y = 9,144 + (VPS \cdot 0,0217) + (\% \text{estenosis con } \textit{dynamic flow} \cdot 0,705)$$



Grafica 1: Línea de regresión lineal entre arteriografía y VPS



Grafica 2: Línea de regresión lineal entre arteriografía y %estenosis según NASCET con *dynamic flow*

C. Validación del modelo:

En una serie independiente de 17 pacientes consecutivos (16 hombres y una mujer) con una edad media de 68,7 años (58-80) se validó el modelo. 14 pacientes eran sintomáticos y 3 asintomáticos. De los sintomáticos, 10 pacientes con un AIT (5 amaurosis fugax, 4 desviación bucal y disartria, y 1 con hemiparesia derecha) y 4 con un ictus hemisférico (3 con hemiplejía y 1 con afasia).

Los factores de riesgo de enfermedad cardiovascular eran: HTA 52,9%, Dislipemia 35,3 %, Diabetes Mellitas 52,9% , Cardiopatía 35,3%, y tabaquismo 41,2% (tabla 7)

Tabla 7. Factores de riesgo

	Frecuencia	Porcentaje
HTA	9	52,9
Dislipemia	6	35,3
DM	9	52,9
Cardiopatía	6	35,3
Tabaquismo	7	41,2

HTA: Hipertensión arterial. DM: Diabetes Mellitus

En esta serie independiente se estableció la correlación entre el valor de Y con respecto a la arteriografía, obteniendo un R^2 de 0,9187 (Figura 11).

El *me* fue del -0,8% con un intervalo de confianza del 95% (-2,6% - +1,04%), es decir, no es estadísticamente distinto de 0 porque está incluido. Por ello, es un modelo no sesgado. El *rmse* fue del 3,7% con un intervalo de confianza del 95% (0% - 5,4%) indicando que se trata de un modelo preciso porque tiene poco error.

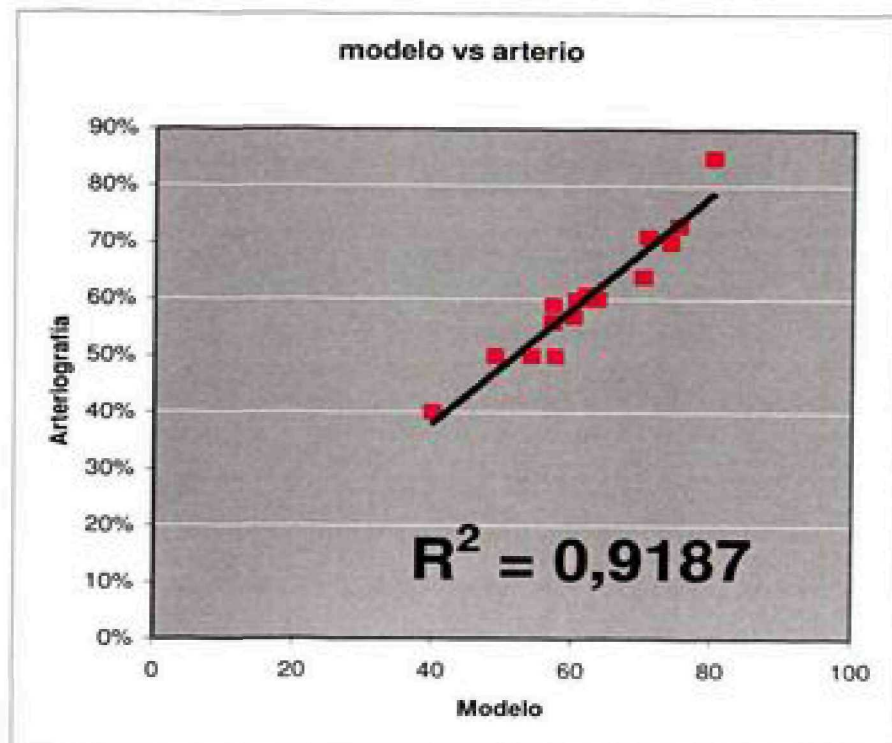


Figura 11. Gráfica de regresión lineal

Un ejemplo de la determinación del porcentaje de estenosis con el modelo matemático y su correspondencia con la arteriografía podemos observarlo en las siguientes fotografías (Foto 40,41 ,42).

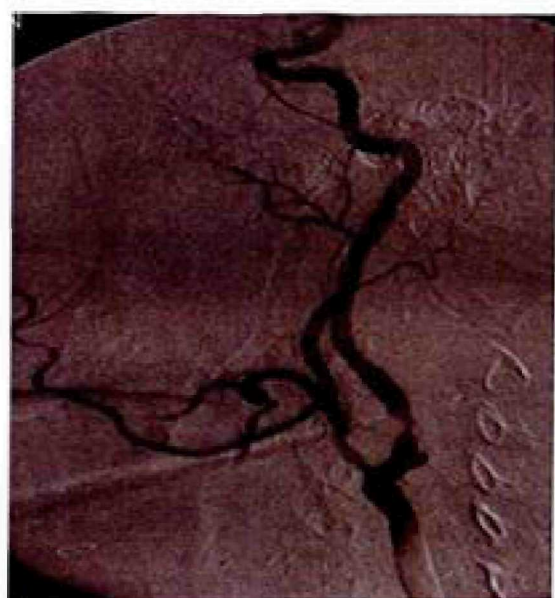


Foto 40. Estenosis del 70% según arteriograma y NASCET

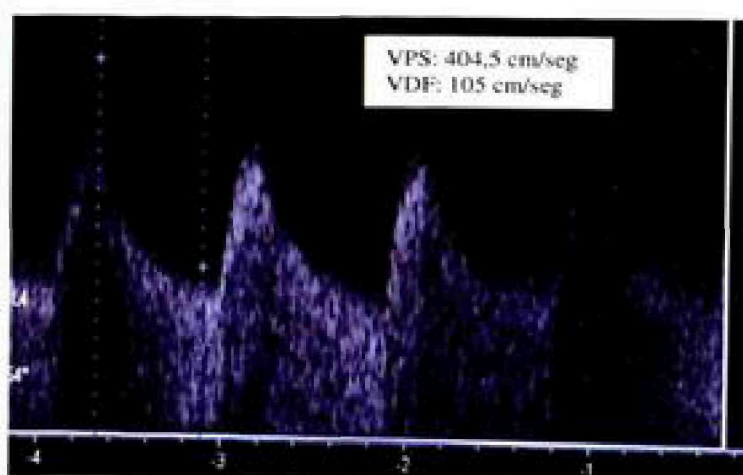


Foto 41. Estenosis del 70-95% según criterios velocidad.

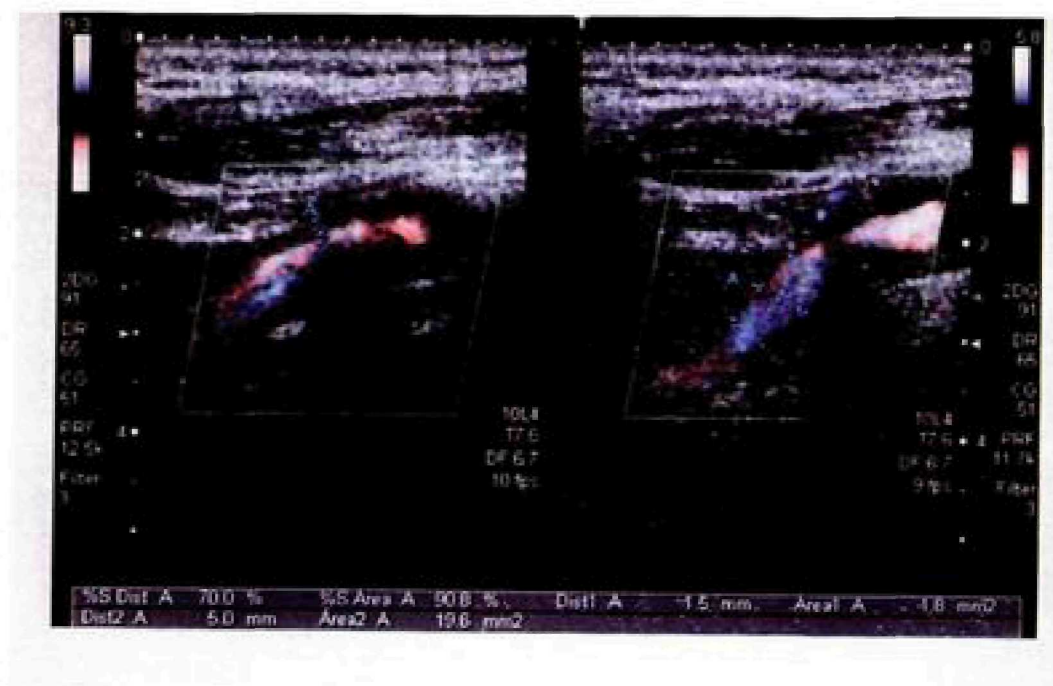


Foto 42. Estenosis del 70% según NASCET con dynamic flow

$$Y = 9,144 + (VPS * 0,0217) + (0,705 * \%estenosis \text{ según NASCET dynamic flow}):$$

$$Y = 67,27\%$$

VI. DISCUSIÓN

VI. DISCUSIÓN

El tratamiento estándar de la estenosis carotídea ha sido establecido por los estudios NASCET²⁸ y ACAS⁶⁵. El NASCET observó que los pacientes sintomáticos con estenosis >70% se beneficiaban de la endarterectomía carotídea. En un estudio posterior se comprobó que los hombres sintomáticos con estenosis >50% también se beneficiaban de la endarterectomía¹⁰². El estudio ACAS demostró que los hombres asintomáticos con una reducción del diámetro carotídeo >60% se protegían del ictus tras endarterectomía a los 5 años de seguimiento, mientras que, en mujeres, los resultados eran menos concluyentes. A pesar de estos resultados, no todos los pacientes asintomáticos con una estenosis del 60% al 79% eran manejados quirúrgicamente, dado que el ACAS tenía un bajo porcentaje de eventos y, un pequeño poder para evaluar los diferentes grados de estenosis. Consecuentemente, muchos centros tratan pacientes asintomáticos con estenosis >80%.

La mayoría de los pacientes con oclusiones no son tratados quirúrgicamente.

Dados los estudios anteriores es importante que métodos no invasivos puedan distinguir estenosis del 50%, 60%, 70% y 80% y oclusiones.

Las características de las estenosis carotídeas, así cómo, la morfología de la placa y su superficie, ecogenicidad, tamaño y el grado de estrechamiento de la luz del vaso, han sido considerados mecanismos patogénicos de la isquemia cerebral. Para obtener un mejor entendimiento del papel exacto de la estenosis carotídea en la etiología del ictus y facilitar las decisiones terapéuticas, es imperativo poder visualizar claramente y cuantificar la extensión de la aterosclerosis carotídea¹⁹.

Inicialmente, para determinar la enfermedad cerebrovascular extracraneal de forma no invasiva, se desarrollaron técnicas como la oftalmodinamometría, el

examen Doppler supraorbitario, la oculoplefetismografía, la fotoplefetismografía supraorbital y la oculoneumoplefetismografía. Estos test indirectos, sólo eran anormales cuando existía una estenosis severa en cualquier parte entre el corazón y el globo ocular. Por ello, estos test, que sólo detectaban lesiones hemodinámicamente significativas, no eran probablemente suficientes para el diagnóstico de una enfermedad de naturaleza principalmente embólica. Se desarrollaron otros test, como doppler pulsado con el análisis espectral y, el modo B, que permitían de una forma directa, valorar todas las severidades de la enfermedad y, no sólo las hemodinámicamente significativas.

El duplex se ha convertido en el método de investigación más usado para el screening de pacientes con sospecha de lesión en la bifurcación carotídea. Por su precisión, alta sensibilidad, especificidad y VPP y VPN, ha hecho que muchas instituciones realicen endarterectomías carotídeas sin angiografía cerebral previa.

El duplex proporciona detalles de la localización y del grado de estenosis, de las condiciones del flujo en dinámico y, de las características de la pared del vaso.

El duplex tiene una variedad de indicaciones incluyendo, pacientes con AITs, ictus, ruidos asintomáticos, seguimiento de cirugía carotídea, screening de pacientes previo a cirugía cardíaca. Ha mejorado la selección de pacientes que van a ser sometidos a arteriografía⁹. Sin embargo, hay problemas en el diagnóstico con el duplex: la presencia de una oclusión de ACI y la presencia de bucles. En el primer caso, debe considerarse para un diagnóstico adecuado las características de la curva de la CC, que suele tener un espectro de alta pulsatilidad característico de la ACE. En el segundo caso, suele existir un aumento de la VPS y un espectro de la curva Doppler anormal. Existen también problemas de limitaciones técnicas anatómicas como, en caso de cuellos cortos o de bifurcaciones altas, que pueden

dar lugar a malinterpretaciones de la lesión (errores en la medición del ángulo, especialmente en arterias tortuosas o elongadas; presencia de largas placas, etc.). Aunque, sin embargo, estos últimos problemas pueden intentar solventarse con el uso de sondas convexas de menor frecuencia (3-5 MHz). Otras fuentes de sobreestimación del grado de estenosis es la presencia de una oclusión o lesión severa en la ACI contralateral, pudiendo llegar incluso a una sobreestimación de la lesión ipsilateral de hasta un 48%¹⁰³. Esto ocurre por el incremento del flujo de forma compensatoria en el sistema carotídeo ipsilateral para mantener una circulación cerebral estable a través del polígono de Willis.

La ultrasonografía no determina la presencia de lesiones proximales (arco aórtico) ni distales (sifón carotídeo), anomalías vasculares intracerebrales, flujo en goteo distal a las estenosis arteriales suboclusivas o enfermedad en el interior de vasos extremadamente calcificados.

El duplex es explorador dependiente y, es importante la pericia del técnico. Pekins et al.²⁵ en su estudio sobre 86 unidades de cirugía vascular del Reino Unido afirmaba que, los criterios para graduar las estenosis carotídeas son específicos de aparatos y laboratorios. Los criterios de velocidad o de cambio de frecuencia demostraron marcadas diferencias entre diferentes aparatos duplex. La aplicación de criterios diagnósticos similares entre diferentes equipos es una fuente potencial de imprecisión y debería ser evitado. Para evitar estos problemas es importante estandarizar criterios y correlacionar con la imagen en modo B.

La gradación de la estenosis carotídea por duplex, esta basada en la valoración Doppler de la VPS, la cual depende, del gradiente de presión sanguínea por encima de la estenosis. La mayor velocidad pico sistólica debe ser el criterio preeminente si la arteriografía confirmatoria no va a ser realizada antes de la intervención

quirúrgica. La velocidad diastólica final, es útil en las estenosis severas, cuando el "aliasing" es un problema ocasional para la determinación de la VPS. Ratios de los VPS y VDF son útiles para superar la variabilidad de las mediciones de la VPS y VDF aisladas, como reflejo de los cambios en la presión sanguínea y los efectos hemodinámicas, tanto en caso de, estenosis u oclusiones contralaterales, como en caso de, lesiones en tandem ipsilateral.

La variabilidad para establecer la VPS a partir de la cual una estenosis es hemodinámicamente significativa es muy grande. Ranke et al.⁴⁴ afirmaba que, una reducción mínima del diámetro en la angiografía a $<1\text{ mm}$ se correlacionaba con una VPS $> 370\text{ cm/s}$. Comerota et al.¹⁰⁴ observó que, además existían diferencias entre hombres y mujeres, tal que, para detectar una estenosis $>60\%$ con un 90% de sensibilidad, era preciso una VPS de 160 cm/s en hombres y 180 cm/s en mujeres. Para una estenosis $>70\%$ la VPS era de 185 cm/s en hombres y 202 en mujeres. Para Alexandrov et al.¹⁰⁵ una VPS $> 140\text{ cm/s}$, una VDF $>125\text{ cm/s}$ y un ratio CI/CC >3 es indicativo de una reducción en modo B del diámetro transversal de la CI. Velocidades de flujo $< 50\text{ cm/seg}$ y una lesión extensa en modo B son interpretados como lesión suboclusiva. Además, comprobó que incluso si equipos similares son usados, los criterios de velocidad no tienen el mismo valor predictivo para graduar las estenosis carotídeas en diferentes laboratorios. La probable explicación es la diferencia en la técnica sonográfica y los algoritmos usados para la interpretación.

En el estudio de Howard et al.¹⁰⁶ sobre la validación entre varios centros del estudio del duplex versus angiografía se demostró que la medición de la VPS en la misma lesión presentaba una alarmante variabilidad entre varios sistemas e instituciones con un rango de VPS, para la determinación de una estenosis $\geq 60\%$, de entre $151\text{-}390\text{ cm/s}$.

Se han recomendado valores de VPS entre 125 cm/s y 325 cm/s para definir una estenosis $>70\%$ ^{32,33}. Por todo ello, es necesario validar cada laboratorio sus criterios de velocidad con la angiografía.

Aunque, la VPS es el componente más importante en el examen Doppler de la carótida, la gradación de la estenosis carotídea con ultrasonidos no debería limitarse únicamente a este parámetro. En el NASCET un criterio de VPS > 250 cm/seg fue aplicado para comparar la capacidad de diferentes laboratorios de ultrasonidos para predecir una estenosis carotídea severa y, se encontraron un alto porcentaje de estudios falsos negativos¹⁰⁷.

Si la localización de una VPS es técnicamente difícil, entonces se usa una combinación de otros criterios como la VDF y/o los ratios de velocidad que, son útiles para la variabilidad en las mediciones de VPS y VDF de examen en examen; permanecen constantes independientemente de, los efectos hemodinámicas de lesiones en tandem unilateral o, de estenosis contralaterales o, de cambios en la presión sanguínea²⁶. Una VDF > 90 cm/s fue el parámetro duplex más adecuado para definir una estenosis que necesitaba cirugía según el NASCET y el ECST (precisión del 86%). Un ratio de VPS CI/CC de más de 5,5 era también un buen predictor de necesidad de cirugía con una precisión del 82% y 84% respectivamente⁴³. Un componente diastólico en ACC pequeño o no presente, bajas velocidades < 50 cm/s pero extensas placas en modo-B, o evidencia de trombo fresco (laguna en el color) son identificados como estenosis $>90\%$ ¹⁰⁵.

La combinación de VPS y VDF proporcionaba una sensibilidad del 96% y una especificidad del 91%³⁸. Moneta et al.¹⁰⁸ consiguió una precisión del 90% para la identificación de estenosis entre el 60%-99% con el uso de una combinación de VPS y VDF. Para ello, era preciso al menos una VPS >260 cm/s y una VDF de al

menos 70 cm/s con un ratio $>3,2$, para una sensibilidad del 92% y una especificidad del 85%.

La VDF varia de unos estudios a otros, desde una $VDF \geq 70$ cm/s a una $VDF \geq 130$ cm/s. como pudo comprobar Carpenter et al.²⁶ el cual, además observó que, cuando los 4 criterios para estenosis $\geq 70\%$ eran encontrados ($VPS > 210$ cm/s, $VDF > 70$ cm/s, $RATIO\ VPS\ CI/CC > 3$ y $RATIO\ VDF\ CI/CC > 3,3$), la sensibilidad y VPN era del 100%. La E del 75% y VPP del 72% con una precisión del 85%.

Dada la variabilidad intraobservador, interobservador, inter e intraequipos de duplex, respecto a la determinación de los parámetros hemodinámicas más adecuados para definir la estenosis de la ACI $> 70\%$, se desarrollaron tecnologías en los ecógrafos para mejorar la sensibilidad y especificidad de las exploraciones.

El color y el power permiten una mejor aproximación al grado de estenosis carotídea porque tienen la capacidad de visualizar directamente el diámetro de luz residual intraestenótico y, la distancia entre las paredes del vaso en el mismo lugar. Sin embargo, tienen diferentes sensibilidad y especificidad para la investigación del flujo sanguíneo, estructuras de la pared del vaso y morfología de la placa. Tienden a subestimar el grado de estenosis en comparación con el doppler continuo. En general, sobreestiman la estenosis de la ACI midiendo en función del método ECST y CC y, subclasifican con el método NASCET¹⁸.

Griewing et al.¹⁹ encontró un alta correlación del power y angiografía evaluando en función del método ECST, en comparación con la correlación entre color y angiografía

Steinke et al.¹⁸ y Griewing et al.¹⁹ encontraron una significativa correlación entre la medición de los diámetros lineales con el color Doppler y la angiografía según el método ECST, mientras que, Elgersma et al.¹⁰⁹ no encontró ninguna correlación.

Polack et al.¹¹⁰ comparó el color con la arteriografía y encontró una sensibilidad del 90% y especificidad del 79% con una precisión del 87% en la detección de estenosis mayores del 50%

En un estudio piloto¹⁷, se sugirió que el power puede proporcionar información adicional a las mediciones de la luz en estenosis carotídeas severas, aún en placas calcificadas. En este estudio, el color no visualizó la estenosis residual en un 8% y según otros autores^{110,111} no visualiza entre un 8% y 16%.

Rothwell et al.³⁵ demostró que el ECST y CC son métodos que clasificaban 2 veces más estenosis como severas que con el método NASCET en 1001 angiogramas y, de la misma forma, estenosis de más del 60%, que formaban parte de la categoría entre el 30%-69% de estenosis según el ECST y CC, con el método NASCET, eran clasificadas en la categoría del 0-29%

La habilidad del duplex, para evaluar el sistema cerebrovascular proximal a nivel de la base del cuello o distal al ángulo de la mandíbula, es limitada. Sin embargo, alteraciones a nivel del arco aórtico, ramas proximales y circulación intracerebral es raramente de importancia clínica. La presencia de lesiones proximales o distales, no se ha visto que cambie el seguimiento cuando la endarterectomía es realizada por una lesión significativa. Una lesión concurrente de la ACI en el sifón es un hallazgo común en la arteriografía, pero tiene poca relevancia clínica. Algunas anomalías del sifón fueron encontradas en el 84% de 282 exámenes realizados por Roederer et al.⁶³, sin embargo, la presencia de lesiones severas en el sifón no se correlacionaba con la incidencia de síntomas neurológicos. Además, el porcentaje de ictus o muerte precoz o tardía después de la endarterectomía carotídea no se afectaba por la presencia de lesiones en el sifón carotídeo^{112,113}. Mattos et al.⁶⁴ observó que en el seguimiento a corto y largo plazo del porcentaje de ictus y

morbilidad, no existía diferencias significativas en pacientes con y sin lesiones en tandem

El examen de los vasos mayores intracraneales con doppler transcraneal ha sido un complemento del duplex carotídeo standard, sin embargo, el porcentaje de ictus perioperatorio y tardío no parece ser afectado por la coexistencia de lesiones vasculares intracraneales. Las razones son desconocidas. Estenosis de moderadas a severas u oclusiones de las ramas intracraneales, se ha visto que no tienen el mismo significado pronóstico que las lesiones en el bulbo carotídeo¹¹⁴.

Mackey et al.¹¹³ comparó el seguimiento a corto y largo plazo después de endarterectomía carotídea en 134 pacientes con enfermedad intracraneal significativa identificada por arteriografía y, en 463 pacientes sin lesiones intracraneales. El ictus perioperatorio, mortalidad y prevención de ictus tardío era muy similar en ambos grupos.

La seguridad de la endarterectomía carotídea sin angiografía preoperatoria ha sido demostrada. La angiografía puede ser realizada selectivamente. Críticas a esta política, nace de la variabilidad en los criterios de velocidad para definir estenosis carotídeas y, de la variabilidad entre diferentes duplex, lo cual puede causar desacuerdo significativo en los resultados.

Si existe disparidad entre el duplex y la angiografía y, si la precisión del duplex está bien documentada, es razonable usar los resultados hemodinámicos del test no invasivo más que los hallazgos de la angiografía, para determinar la severidad de la estenosis. Moneta et al.¹¹⁵ recomienda realizar angiografía antes de endarterectomía a pacientes asintomáticos con una lesión border line entre 60%-70% de estenosis o, en casos de pacientes con síntomas no hemisféricos con lesión entre el 60%-70% de estenosis

Dado que el proceso de selección de pacientes para la verificación angiográfica depende de los resultados de los hallazgos ultrasonográficos, los resultados estimados de la precisión son sesgados seriamente. Especialmente, la información sobre la sensibilidad (verdaderos positivos) y especificidad (verdaderos negativos), puede estar erróneamente inflada. Eliasziw M et al.¹⁰⁷ observó que, aún usando los más precisos criterios duplex, pueden no siempre ser los más apropiados en casos con estenosis muy severas. El desacuerdo entre angiografía y duplex en relación a la definición de la severidad de la estenosis carotídea ha hecho que, algunas autoridades, indiquen que el duplex es inadecuado en la visualización de la bifurcación carotídea¹⁰⁷. Otros, como Haynes et al.¹¹⁶, vacilaban a la hora de recomendar cirugía carotídea en base únicamente a los hallazgos del color-duplex, dado que, el número de falsos positivos en el NASCET con el duplex fue alto (60% especificidad, 88% sensibilidad para estenosis del 70-99%). La causa era la participación de muchos laboratorios sin estandarización.

Atendiendo a todas esas variabilidades y, a los discrepantes resultados de la medición del grado de estenosis carotídeas por angiografía tras la publicación del NASCET y el ECST, en esta tesis doctoral, se ha buscado el desarrollo y validación de una nueva técnica de ultrasonidos que mejorará la precisión diagnóstica del ultrasonido. Con el *dynamic flow*, se consiguió un coeficiente de correlación intraclase de $K = 0,75$ entre los exploradores, indicando que, la concordancia en la técnica de medición era buena. Una vez conseguido el modelo matemático, se observó qué correlación existía entre las distintas variables, con respecto a la arteriografía obteniendo con la variable VPS un $R^2 = 0,20$, indicando que, aunque predecía bien, existía mucho error aleatorio. Con la otra variable del modelo, el porcentaje de estenosis según NASCET se obtuvo un $R^2 = 0,82$, indicando, una

mala predicción pero con muy poco error aleatorio. Se construyó el modelo matemático, que permitía determinar con la mayor precisión posible la estenosis carotídea y, en base a la arteriografía considerada hasta ahora el patrón oro. Esta ecuación: $Y=9,144 + (VPS \cdot 0,0217) + (\% \text{estenosis con } \textit{dynamic flow} \cdot 0,705)$ podría permitir reducir o incluso anular el número de arteriografías cerebrales para el diagnóstico de la estenosis carotídea.

Flanigan et al.¹¹⁷ afirmó: "Si el duplex reemplaza a la arteriografía en la determinación de decisiones quirúrgicas, sería más apropiado usar el término de "better standard" que el de "gold standard" para la arteriografía.

Para valorar si el modelo podría reemplazar a la arteriografía, se consideró una serie independiente, en la que siguiendo los mismos patrones de estudio, se comparó el porcentaje de estenosis obtenido por el modelo, con el obtenido en la arteriografía, consiguiendo un $R^2=0,9187$, indicando, gran predicción y escaso error aleatorio. Tras hallar el *rmse* y el *me* con unos valores de 3,7% y -0,8% respectivamente, podemos afirmar que se trata de un método con poco error y no sesgado

Comerota et al.¹⁰⁴ comprobó que la mujer tiene mayor velocidad de flujo en su sistema carotídeo asociado con menor grado de estenosis, de forma que, para detectar una estenosis >60% con un 90% de sensibilidad era preciso una VPS de 160 cm/s en hombres y 180 cm/s en mujeres y, para una estenosis >70%, la VPS era de 185 cm/s en hombres y 202 en mujeres. Williams y Nicolaides⁴⁰ observaron que los diámetros de la CC, CI y CExt son significativamente más pequeños en mujeres. Estas observaciones fueron confirmadas por Scheel 13 años después¹¹⁸. La diferencia en tamaño de la CI y CC se traduce en diferencia de ratios CI/CC entre sexos. Además, las diferencias en la compliance de la pared arterial entre

sexos, siendo mayor en las mujeres, da lugar a un aumento de la velocidad de flujo¹⁰⁴. Todo ello hace que, existan diferencias importantes entre sexos, de forma que, exista menor estenosis real, con criterios duplex de estenosis mayores. La formula propuesta, al tener en cuenta los parámetros velocidad y diámetro, probablemente permite solventar estas particularidades, no precisando la necesidad de ajustar los criterios de velocidad para mujeres, poder reflejar con más precisión la enfermedad subyacente y, ofrecer una mejor información de los riesgos de aterosclerosis carotídea, así como, de los riesgos y beneficios de la intervención, independientemente del sexo.

La arteriografía fue considerada el patrón oro para definir el grado de estenosis de la ACI, la cual, fue calculada en función del método recomendado por el Committee on Standards for Noninvasive vascular Testing of the Joint Council of the Society for Vascular Surgery and the North American Chapter of the Internacional Society for Cardiovascular Surgery¹¹. El porcentaje de reducción del diámetro fue determinada por comparación del diámetro luminal en el lugar de máxima estenosis, con el diámetro de la ACI inmediatamente normal y distal al área de la enfermedad. Esto es porque, ya que la angiografía proporciona una visión luminal del vaso únicamente, la determinación de la estenosis por el método ECST es una estimación del diámetro real del bulbo carotídeo, más que una medición objetiva. La medición del bulbo es una interpretación subjetiva del presumible diámetro del bulbo por cada individuo, extrapolado del contorno de la CC proximal y de la CI distal a la estenosis. Por el método CC, se mide el diámetro de la porción presumiblemente libre de enfermedad de la ACC, a distancias variables, aunque se recomienda largas distancias, entre 20 y 30 mm¹¹⁹. Sin embargo, aunque la medición de la CI distal (NASCET) puede subestimar la verdadera lesión

anatómica, está basada en una estructura objetiva del angiograma.

Con el angiograma, el grado de estenosis varía de acuerdo al método usado. Hasta 6 métodos diferentes han sido publicados en la literatura para informar sobre la estenosis angiográfica¹²⁰. La significativa morbilidad asociada con la angiografía cerebral ha llevado a la necesidad de desarrollar métodos de determinar con precisión la estenosis carotídea sin esa morbilidad. El duplex se ha visto como la modalidad ideal por ser no invasiva, segura, barata y disponible. Sin embargo, la precisión del duplex depende, tanto de los criterios duplex usados, como del método de interpretación angiográfica en el cual esté basado. La razón de las diferencias entre los criterios duplex con los métodos angiográficos, puede ser explicada por la tendencia a mediciones basadas en la ACI que, subestima el grado de estenosis anatómica a nivel del bulbo. Por ejemplo, mientras la luz residual mide 5 mm, el bulbo 10 mm y distal 5 mm, 0% de estenosis es vista con la angiografía con el método NASCET y 50% con el ECST. A medida que aumenta el grado de estenosis, la discrepancia entre ambos métodos disminuye pero sigue presente. Si la luz residual mide 1 mm, la estenosis por NASCET es del 80% y con el ECST del 90%³⁸.

La angiografía usa en el cálculo de la estenosis denominadores demasiados pequeños (NASCET), demasiado separados (CC) o demasiados sobreestimados (ECST). Rothwell et al.³⁵ ideó una fórmula que relaciona los métodos, tal que: %estenosis ECST o %estenosis CC = $0,6(\%estenosis\ NASCET) + 40\%$. Esta fórmula permite que, mediciones realizadas con un método puedan ser convertidas a otros métodos. Así una estenosis del 70% por NASCET es un 82% por ECST.

El manejo estándar de las estenosis carotídeas ha sido establecido clásicamente por la angiografía, que no es más que un luminograma que mide dos ángulos en el

plano axial¹²¹.

La mayoría de los autores citan a la angiografía como el *"gold standard"* para la medición de la estenosis arterioesclerótica en la ACI. La medición en la angiografía es, sin embargo, imperfecta por varias razones. Primero, por la prevalencia de variabilidad intra e interobservador de hasta un 10 - 20%. Segundo, hay una variabilidad individual en lo relativo al diámetro del bulbo carotídeo en comparación con la ACI más distal^{74,122}. Chikos et al.¹²² demostró una significativa variabilidad intra – e – interobservador en la interpretación del angiograma carotídeo. El acuerdo interobservador fue sólo del 57% y, el acuerdo intraobservador, del 74%.

Aunque considerada la referencia standard y, uno de los mayores avances, ha sido criticada por su imposibilidad de la valoración hemodinámica de las estenosis, su naturaleza dolorosa, y el riesgo significativo de ictus y, muerte incluso en centros expertos⁷⁴. El riesgo es máximo inmediatamente después del evento sintomático. Incluso pacientes sin aparentes complicaciones neurológicas, después de una angiografía cerebral, han desarrollado infartos menores asintomáticos, debido a microembolismos¹²³.

Complicaciones locales de la angiografía cerebral pueden ser, grandes hematomas en la ingle, desarrollo de dolor y pesadez en la pierna, pero sin signos neurológicos. Complicaciones generales pueden ser, vómitos persistentes, dolor de cabeza. Complicaciones neurológicas son, los AIT, ictus mayor o menor discapacitantes o no y, muerte. El tiempo de comienzo del ictus varía entre el comienzo del angiograma hasta 72 horas después. El grado de estenosis del vaso influye en el desarrollo de las complicaciones neurológicas, siendo el ictus más frecuente, en caso de estenosis severas de la ACI (>90%) según Davies et al⁷¹. En este estudio, la tasa total de complicaciones neurológicas hasta 72 horas después

de realizada la angiografía en 200 pacientes fue del 10% con una mortalidad del 1%. Si el punto de corte en este estudio hubiera sido de 24 horas, la tasa de complicaciones neurológicas sería del 2,5%.

Es usual asumir que cualquier evento ocurrido después de la arteriografía sea causado por la misma pero, puede ser una manifestación de la enfermedad primaria como parte de su historia natural. El punto de corte de 72 horas para valorar complicaciones ha sido usado por varios autores^{73,74}. Varios son los factores de riesgo para el desarrollo de complicaciones neurológicas postangiografía cerebral: edad mayor, pobre estado general y presencia de enfermedad sistémica, hipertensión, diabetes, presencia de enfermedad cerebrovascular más que la presencia de aneurismas o tumores como indicación de arteriografía, ictus reciente o frecuentes eventos cerebrales, severidad de la estenosis sintomática de la ACI, realización de la angiografía por un inexperto, y el nivel de creatinina sérica^{73,76,124}.

La complicación mayor de ictus postangiografía ocurrió con igual frecuencia en pacientes que eran investigados por TIA que por ictus⁷¹. Aunque la mayoría de los estudios no han categorizado la indicación de la angiografía cerebral, Hankey et al.⁷⁴ encontraron que el ictus postangiográfico era más común en pacientes investigados por ictus (6,2%) comparados con AIT (0,8%), así cómo, en caso de estenosis severa de la ACI. Otros autores, como McIvor et al.¹²⁵, no encontraron diferencias significativas, aunque observaron que, las complicaciones eran más frecuentes cuando la angiografía era realizada por un inexperto. No encontraron una correlación significativa entre el grado de estenosis significativa de la ACI y el porcentaje de complicaciones neurológicas totales.

El riesgo de complicaciones neurológicas en caso de oclusiones permanece incierto. McIvor¹²⁵ sólo obtuvo complicaciones en 2 pacientes.

Variedad en la morbilidad tras la angiografía cerebral oscila del 0% al 28%, debido a diferencias en el diseño de los estudios, los pacientes estudiados y la definición de complicaciones^{68,69}. Hankey et al.⁷⁰ publicaron una 4% de complicaciones neurológicas (ictus y AIT), un riesgo de déficit neurológico permanente de cerca del 1% y una mortalidad del 0,5%.

Variabilidad también en el porcentaje de ictus y muerte tras la arteriografía según los distintos estudios. Riles et al.¹²⁶ publicó un porcentaje del 4,8%. En el estudio de Steiner et al.¹²⁷ el ictus hasta en un 5%. En el de Davies et al.⁷¹ la arteriografía tiene un porcentaje del 1% al 2% de ictus y muerte lo cual, supone un impacto significativo en los resultados quirúrgicos en centros de excelencia, donde la combinación morbilidad, mortalidad de la endarterectomía carotídea es más baja del 1,5%

El riesgo del angiograma en términos de ictus, únicamente en el North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial²⁸ fue del 0.7% y, en el Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study²⁹, el riesgo de ictus fue de 1,2% y, el de muerte del 1%. Cuando combinamos con la morbilidad por la propia cirugía, la arteriografía rutinaria preoperatorio incrementa el riesgo de la endarterectomía carotídea y, sin embargo, disminuye su beneficio potencial. En algunos estudios^{29,128}, las complicaciones de la arteriografía forman parte del riesgo del tratamiento con un porcentaje combinado de ictus y muerte superior al 1%

En un estudio previo¹²⁹, el 96% de los pacientes habrían recibido un manejo clínico adecuado únicamente con el color doppler y, la arteriografía contribuía muy poco a la toma de decisión de a favor o en contra de la cirugía.

Los resultados del reciente Oxford Vascular Study¹³⁰ claramente demostraron la importancia de la rápida valoración y tratamiento de los pacientes tras el evento

neuroológico inicial. Encontraron que el 50% y el 75% de riesgo de ictus, después de un evento neurológico carotídeo inicial, ocurría después de 1 y 4 semanas, respectivamente.

La angiografía es actualmente realizada por múltiples especialistas, incluyendo neurorradiólogos, radiólogos intervencionistas, radiólogos generales, cardiólogos, médicos vasculares, neurocirujanos y cirujanos vasculares. Entre 20 y 40 angiografías son necesaria para conseguir experiencia. La angiografía es realizada usando equipos fijos en el quirófano endovascular o, en salas radiológicas o, en salas de cateterización cardiaca o, en un quirófano convencional con un equipo portátil

El detalle del arco, bifurcación carotídea y anatomía de la circulación intracerebral no es necesaria para todos los pacientes subyacentes de endarterectomía carotídea, pero es de valor significativo para la planificación y realización del stent⁷⁵.

La angiografía, en la práctica moderna no es requerida a menudo para determinar el grado de estenosis de la arteria carótida. Sofisticados y estudios menos invasivos son usualmente utilizados.

Actualmente, las indicaciones de arteriografía antes de la endarterectomía carotídea son¹¹³:

Absolutas: ¿Fiabilidad del laboratorio vascular no documentada?

Duplex no definido o inadecuado tecnológicamente

Ateroesclerosis no limitada a la bifurcación y bulbo

Estenosis de ACC proximal hemodinámicamente significativa (

disminución del flujo de velocidad distal a la estenosis altera los

hallazgos doppler en la región del bulbo)

Enfermedad de la ACI cervical distal

Variantes anatómicas de la AC que interfiera con la valoración
precisa del duplex

Bucles

Elongaciones

Relativas: Estenosis carotídea recurrente

Déficit neurológico fijo

Síntomas neurológicos no-hemisféricos de insuficiencia
vertebrobasilar

Síntomas hemisféricos ipsilaterales a una estenosis de la ACI que
tiene una reducción del diámetro <50% por duplex.

La evaluación clínica y el duplex, proporcionan un excelente medio de screening diagnóstico en la evaluación de pacientes con enfermedad carotídea y, puede reemplazar en casi todos los casos a la arteriografía^{113,130}. Dawson et al¹¹³ en su estudio observó que, la evaluación clínica y el duplex fue adecuado como evaluación preoperatorio en un 93% de los pacientes sintomáticos y asintomáticos considerados para endarterectomía y sólo, en un paciente (1.1%) cambió el manejo clínico tras la arteriografía. Mattos et al.¹³⁰ encontró que la evaluación clínica y el duplex había llevado a un 96% de pacientes a la endarterectomía carotídea sin necesidad de arteriografía.

Con el *dynamic flow*, se evita un problema inherente a los otros métodos ecográficos de estimación de reducción en porcentaje del diámetro y, es el que sufren de la imposibilidad de describir la verdadera luz del vaso. Aunque se sobresature la imagen, el *dynamic flow* no se expande fuera del vaso, a diferencia del color o el *power*, permitiendo por ello delimitar la luz residual y la luz normal del

vaso. Ello nos permite, por un lado, determinar el grado de estenosis por medición de diámetros de la enfermedad aterosclerótica carotídea, y por otro, nos permite situar el volumen de muestra en el lugar de máxima estenosis para obtener los parámetros hemodinámicos que nos definan la severidad de la estenosis. Con la fórmula, en la que combinamos ambas características, conseguimos eliminar los riesgos de la arteriografía y sus variabilidades, en las que se debe incluir que, en función de la cantidad de contraste que se utilice para realizar la exploración se puede artefactar la imagen. La ecuación, permite solventar las diferencias existentes respecto a los valores de VPS más precisos para definir un determinado porcentaje de estenosis. Además, dados los hallazgos tras validar la ecuación obtenida, si en vez de realizar una arteriografía, tengo en cuenta los resultados obtenidos con la fórmula, no cambiaría la indicación clínica-terapéutica.

Aunque la angiografía intraarterial permanece como referencia estándar de la imagen carotídea, el ultrasonido, la angioRM con realce de contraste y el angioTAC, son ahora muy usados para la valoración de la enfermedad carotídea.

Sin embargo, la angioRM con realce de contraste consume mucho tiempo, no sólo en la adquisición de los datos, sino también, en el procesamiento de las imágenes. No es disponible universalmente y hay un número de contraindicaciones para su uso (marcapasos, implantes metálicos, claustrofobia). Además, la resolución puede no ser tan buena como la angiografía, tiende a sobreestimar la estenosis con la técnica de reconstrucción de píxel, explicado por causas hemodinámicas de pérdida de señal y, formación de lagunas de flujo en la medición precisa de la estenosis.

La angioRM resuelve la anatomía de la región carotídea cervical y, virtualmente, elimina la necesidad de arteriografía después de un incompleto estudio con el

duplex. La resolución anatómica de la angioRM es menos conclusiva para lesiones extracervicales y pseudooclusiones.

La angio-RM puede presentar graves complicaciones. Aunque, en el estudio de Back et al.¹³¹ el porcentaje de ictus y muerte combinados no fue diferente, estadísticamente significativo, entre la angioRM y el duplex, hubo un mayor promedio de morbilidad en el grupo de la angioRM. La anatomía compleja, asociada a dificultades técnicas y necesidad de ajustes y, una larga proporción de pacientes con enfermedad sintomática contribuyeron a la mayor morbilidad de la angioRM después de la endarterectomía.

Recientes avances en la tecnología de la angioRM, la angioRM con realce de contraste, ha incrementado la sensibilidad y especificidad, al disminuir la pérdida de señal de los segmentos estenóticos y, proporcionando una más detallada visualización de la anatomía. Presenta menor variabilidad interobservador que el duplex. Sin embargo, por su coste, no es considerada como prueba de primera línea⁶⁸.

La realización de endarterectomía puede hacerse sin arteriografía después de un indeterminado o inadecuado duplex, cuando la angioRM es concluyente en la definición de la anatomía para seleccionar los pacientes.

El angio-TAC es relativamente una nueva técnica. El problema del paciente con claustrofobia, el tiempo requerido para el procesamiento de la imagen y la resolución de la técnica puede aplicarse al angio-TAC. Además, los pacientes son sometidos a enorme radiación y a medios de contraste nefrotóxicos. El angio-TAC proporciona unas medidas más precisas que la angiografía; preoperatoriamente, da unas buenas imágenes anatómicas, así como, la composición, tamaño y presencia de úlceras en las placas ateroscleróticas. Como la angioRM, es usado para

verificación de hallazgos no claros en el duplex.

El inconveniente fundamental es que, no distingue adecuadamente entre moderada y severa estenosis⁸⁸. Tiene limitaciones en la delimitación de la luz arterial con calcificación circunferencial de la pared del vaso, por la imposibilidad de diferenciar calcificaciones murales del material de contraste intramural. Para minimizar esta limitación, se combina visión longitudinal con la visión transversa aunque, si la placa es muy calcificada, también causa artefactos que alteran el resultado de la evaluación del grado de estenosis. Para evitar todo ello, se usan sofisticados software pero, aún así, se tiende a subestimar la estenosis¹³².

Por la importancia de la rápida valoración y tratamiento de los pacientes tras el evento neurológico inicial, el ultrasonido más que la angiografía, es la primera línea de investigación. Si la confirmación de los hallazgos iniciales es requerida, un segundo ultrasonido o una angioRM con realce de contraste, podría ser la siguiente elección. En pacientes investigados tardíamente después de un AIT, la velocidad de valoración es menos crucial y, la precisión menos importante, esto hace que, la angioRM con realce de contraste pudiera ser la primera elección. La angioRM y el ultrasonido constituyen los métodos más sensitivos de investigación.

Tests menos invasivos pueden reemplazar la angiografía intraarterial sujetos a un apropiado entrenamiento y cuidadosa auditoría. Debe ser una política aplicada a la prevención clínica de los AITs y de los ictus reduciendo el tiempo de espera y mejorando la velocidad de acceso a la cirugía. La precisión del uso de dos test no invasivos, en conjunto, aumenta y, si existe un desacuerdo entre ambos, un tercero debe ser realizado.

Estos datos proporcionan el debate de cual debe ser el método elegido como Standard para la medición de la estenosis. La elección de un método dependerá de

la facultad para predecir un ictus isquémico ipsilateral y, de su reproducibilidad. Es esencial que un método simple sea adaptado por todos. Cuando combinamos con la morbilidad de la cirugía por sí misma, la angiografía preoperatoria rutinaria incrementa el riesgo de la endarterectomía y, sin embargo, disminuye su potencial beneficio. En varias series publicadas, los pacientes recibieron un apropiado manejo clínico en base únicamente al duplex. La arteriografía contribuyó poco en la decisión de a favor o en contra de la cirugía^{113,129,133}.

En el pasado, el diagnóstico de estenosis carotídea que requería cirugía precisaba de la realización de una angiografía. Sin embargo, la falta de una determinación precisa de la estenosis carotídea y, la suma de complicaciones neurológicas y no neurológicas ha hecho preguntarse si realmente la arteriografía debería ser la investigación "*gold Standard*" y por ello, ha aumentado el interés por el uso de técnicas diagnósticas no invasivas para determinar los candidatos a la cirugía de la estenosis carotídea. El duplex es un test no invasivo, de alta precisión y con bajo riesgo de complicaciones y, se ha convertido en la herramienta diagnóstica en esta área, siendo una alternativa en pacientes sintomáticos y asintomáticos. Algunos estudios⁵⁵, han sugerido que el duplex es más preciso que la angiografía en la determinación de la reducción de la luz carotídea cuando se compara con las muestras de endarterectomía. Pan et al¹³⁴ observó, in vivo, que la medición de la placa, en general, se correlacionaba significativamente mejor con el ultrasonido($r=0,80$) que con la angioRM($r=0,76$)

No existe ningún test absolutamente perfecto y, los errores de operaciones innecesarias son infrecuentes, por lo que, el duplex permite una reducción sustancial en el número de angiogramas realizados y las potenciales complicaciones relacionadas.

El duplex puede medir el área transversal o el diámetro de la estenosis y, puede evaluar el área de la placa, las características de la misma y, la historia natural para ayudar a definir el pronóstico. Nuevos hardware para la angioRM, permitirán la adquisición de imágenes más rápidas y con mayor resolución espacial, así como, una disminución de los artefactos por el movimiento y, permitiendo definir la composición de la placa. Avances en el angio-TAC para definir la composición y volumen de la placa, podrán redefinir la toma quirúrgica de decisiones. Más que la sensibilidad y especificidad en un test no invasivo, es más importante el VPP Y VPN. Para pacientes sintomáticos es muy importante un alto valor predictivo negativo (que excluya presencia de enfermedad), mientras que, para asintomáticos es más importante un alto valor predictivo positivo⁸⁹.

La elección de equipo no garantiza que el laboratorio producirá buenos resultados con los criterios copiados de otros laboratorios. Validación de los criterios diagnósticos es una parte del proceso de acreditación. Con este modelo matemático, se ofrece una información objetiva acerca de la imagen en modo B. Representa un gran avance en la objetivación de la exploración carotídea, dado que la principal crítica que se realiza al eco-Doppler es su carácter subjetivo. También facilita enormemente la transmisión de información técnico-cirujano. Se consigue que, la variabilidad interobservador, intraobservador, interequipo e intraequipo de ultrasonidos, será muy pequeña pues, una mayor sensibilidad (disminución de falsos negativos) del screening de ultrasonidos, puede ser llevado a cabo por la aplicación de específicos criterios diagnósticos. Pero, dado que la gradación de la estenosis carotídea, es una parte esencial en la determinación del riesgo de ictus, es preciso asegurarse regularmente con un registro prospectivo de ultrasonidos y otros métodos correlativos, actualmente la angio RM y/o angio-TAC.

Probablemente, en la actualidad, las indicaciones no clínicas de angiografía serían: cuando se planea un stent carotídeo, como guía durante el procedimiento del stent carotídeo y para el completo estudio después de cualquier endarterectomía carotídea o stent carotídeo^{75,135}.

El duplex debe ser usado en la evaluación preoperatoria de la enfermedad carotídea, sólo si el laboratorio tiene técnicos experimentados, con precisión documentada y programas de calidad. Limitaciones técnicas y fuentes de error con el duplex, son generalmente identificables en el tiempo del examen. Obtener imágenes claras y curvas de velocidad de la ACI puede ser difícil en pacientes con cuellos cortos, bifurcaciones carotídeas altas o vasos densamente calcificados. Hallazgos anatómicos inusuales, como bucles o espirales, puede causar alteraciones en el flujo y errores en el análisis de la curva de velocidad. Marcadas anomalías en el flujo de la ACI, así como, disminución del flujo causado por una lesión en la arteria CC o, un incremento del flujo por una oclusión de la ACI contralateral o, una velocidad de flujo en la ACI distal a una estenosis severa, por debajo del umbral de detección del Doppler con un jet estenótico demasiado pequeño para localizarlo, puede interferir con la clasificación precisa de la enfermedad de la ACI. Todas estas situaciones especiales son identificadas en el momento de realizar el duplex y nos permite tomar las oportunas consideraciones respecto a la necesidad de realizar otros estudios no invasivos.

VII. CONCLUSIONES

VII. CONCLUSIONES

1. Con la nueva tecnología duplex, *dynamic flow*, se consigue una precisa delimitación de la luz vascular, superior a otras técnicas duplex, como el color y el *power duplex*, que permite una concordancia entre observadores lo suficientemente buena como para poder afirmar que, es una técnica muy útil en el diagnóstico de la arterioesclerosis carotídea.
2. Mediante la combinación de los parámetros más importantes en la determinación ecográfica de la estenosis carotídea como son, la velocidad pico sistólico y el porcentaje de reducción del diámetro según criterios NASCET, se obtiene una ecuación que nos establece con precisión el grado de estenosis carotídea.
3. Los resultados de la ecuación comparados con lo que hasta la actualidad se considera el patrón oro, la arteriografía, nos permite decir que, gracias a los avances tecnológicos ecográficos, estos pueden consolidarse como la alternativa a la angiografía cerebral para el diagnóstico preciso de estenosis carotídea.

VIII. BIBLIOGRAFÍA

VIII. BIBLIOGRAFIA

- 1 Newman P, Rozycki G. The History of Ultrasound. Surg Clin North Am 1998;78:179-95.
- 2 Strandness DE Jr. History of ultrasonic duplex scanning. Cardiovasc Surg 1996;4:273-80.
- 3 Donald I. The story of an experiment. Ultrasound Med Biol 1974;1:109-17.
- 4 Sato Takeshi. Techological Description of Advanced Dynamic Flow in the Aplio Diagnostic Ultrasound system.Toshiba Medical Systems Journal 2002;3:45-50
- 5 Practical Noninvasive Vascular Diagnosis. Kempczinski RF, Yao JST. 1982 Year Book Medical Publishers, INC
- 6 Ultrasound Physics and Instrumentation. Hedrick WR, Hykes DL, Starchman DE. 3er ed. 1995. Mosby inc.
- 7 Jacobs N.M., Grant E.G., Schellinger D.,Byrd M.C., Richardson J.D., Cohan S.L. Duplex Carotid Sonography: Criteria for stenosis, Accuracy, and Pitfalls. Radiology 1985;154:385-91.
- 8 Strandness DE Jr. Echo-Doppler(duplex) ultrasonic scanning. J Vasc Surg 1985;2:341-4
- 9 Taylor D, Strandness DE Jr. Carotid artery duplex Scanning. J Clin ultrasound 1987;15:635-44.
- 10 Crouse J. B-Mode Ultrasound in Clinical Trials. Circulation 1993;88: 319-21.

- 11 Thiele BL, Jones AM, Hobson RW, Bandyk DF, Baker WH, Sumner DS, Rutherford RB. Standards in noninvasive cerebrovascular testing. Report from the Committee on Standards for Noninvasive Vascular Testing of the Joint Council of the Society for Vascular Surgery and the North American Chapter of the International Society for Cardiovascular Surgery. *J Vas Surg* 1992;15:495-503
- 12 Barber EE, Baker DW, Nation AWC, et al. Ultrasonic duplex echo-doppler scanner. *IEEE Trans Biomed Eng* 1974;21:109-13.
- 13 Diagnostic ultrasound. Principles and instruments. Kremkau F.W. 6th ed. 2002. Saunders Company.
- 14 Rubin JM, Bude RO, Carson PL, Bree RL, Adler RS. Power doppler US: A potentially useful alternative to mean frequency-based color doppler US. *Radiology* 1994;190:853-6.
- 15 Steinke W, Kloetzsch C, Hennerici M. Carotid Artery Disease Assessed by Color Doppler Flow Imaging: Correlation with standard Doppler Sonography and Angiography. *AJR* 1990;154:1061-8
- 16 Londrey GL, Spadone DP, Hodgson KJ, Ramsey DE, Barkmeier LD, Sumner DS. Does color-flow imaging improve the accuracy of duplex carotid evaluation?. *J Vasc Surg* 1991;13:659-62
- 17 Erickson SJ, Mewissen MW, Foley WD, Lawson TL, Middleton WD, Quiroz FA, Macrander SJ, Lipchik EO. Stenosis of the internal carotid artery: Assessment using color doppler imaging compared with arteriography. *AJR* 1989;152:1299-1305.
- 18 Steinke W, Ries S, Artemis N, Schwartz A, Hennerici M. Power Doppler imaging of carotid artery stenosis: Comparison with Color

- doppler flow imaging and angiography. *Stroke* 1997;28:1981-7.
- 19 Griewing B, Morgenstern C, Driesner F, Kallwellis G, Walker ML, Kessler C. Cerebrovascular Disease Assessed by Color-Flow and Power Doppler Ultrasonography. Comparison with digital subtraction angiography in internal carotid artery stenosis. *Stroke* 1996;27:95-100.
 - 20 Steinke W, Meairs S, Ries S, Hennerici M. Sonographic Assessment of Carotid Artery Stenosis. Comparison of power doppler imaging and color doppler flow imaging. *Stroke* 1996;27:91-4.
 - 21 Bluth EI, Sunshine JH, Lyons JB, Troxclair LA, Althans-kopecky L, Crewson PE, Sullivan MA, Smetherman DH, Heidenrich PA, Neiman HL, Burkhardt JH. Power doppler imaging:Initial evaluation as a screening examination for carotid artery stenosis. *Radiology* 2000;215:791-800.
 - 22 Schmidt P, Sliwka U, Simon SG, Noth J. High-grade stenosis of the internal carotid artery assessed by color and power doppler imaging. *J Clin Ultrasound* 1998;26:85-9.
 - 23 Edward I B. Power doppler imaging to evaluate flow-limiting stenosis. *Radiology* 2001;221:557-8.
 - 24 Sato Takeshi. Techological Description of Advanced Dynamic Flor in the Aplio Diagnostic Ultrasound system.Toshiba Medical Systems Journal 2002; 3:45-50.
 - 25 Pekins JM, Galland RB, Simmons MJ, Magee T.R. Carotid duplex imaging: variation and validation. *Br J Surg* 2000;87:320-2.
 - 26 Carpenter JP, Lexa FJ, Davis JT.Determination of Duplex Doppler Ultrasound Criteria Appropriate to the North American Symptomatic

- Carotid Endarterectomy Trial. *Stroke* 1996;27:695-9.
- 27 Müller M, Ciccotti P, Reiche W, Hagen T. Comparison of color-flow doppler scanning, power Doppler scanning, and frequency shift for assessment of carotid artery stenosis. *J Vasc Surg* 2001;34:1090-5.
 - 28 North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. *N Engl J Med* 1991;325:445-53.
 - 29 Executive Committee for the Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study. Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis. *JAMA* 1995;273:1421-8
 - 30 Zierler RE, Strandness DE. Noninvasive dynamic and realtime assessment of extracranial cerebrovasculature In: Word JH,eds. *Cerebral Blood Flow: Physiologic and Clinical Aspects*. New York: McGraw-Hill,1987:311-23.
 - 31 Bluth EI, Stavros AT, Marica KW, Wetzner SM, Aufrichtig D, Baker JD. Carotid duplex sonography : a multicenter recommendation for standardized imaging and doppler criteria. *Radiographics* 1988;8:487-506.
 - 32 Derdeyn CP, Powers WJ, Moran CJ, Cross III DT, Allen BT. Role of Doppler US in screening for carotid atherosclerotic disease. *Radiology* 1995;197:635-43.
 - 33 Moneta GL, Edwards JM Chitwood RW, Taylor LM Jr, Lee RW, Cummings CA, Porter JM. Correlation of North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) angiographic definition of

- 70% to 99% intrnal carotid artery stenosis with duplex scanning. *J Vasc Surg* 1993;17:152-9.
- 34 Staikov IN, Nedeltchev K, Arnold M, Remonda L, Schroth G, Sturzenegger M, Hermann C, Rivoir A, Mattle HP. Duplex Sonographic Criteria for Measuring Carotid Stenoses. *J Clin Ultrasound* 2002;30:275-81.
 - 35 Rothwell PM, Gibson RJ, Slattery J, et al. For the European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group. Equivalence of measurements of carotid stenosis: a comparison of three methods on 1001 angiograms. *Stroke* 1994;25:2435-9.
 - 36 Faugh WE, Mattos MA, van Bemmelen PS, Hodgson KJ, Barkmeier LD, Ramsey DE, Sumner DS. Color-flow duplex scanning of carotid arteries: New velocity criteria based on receiver operator characteristic analysis for threshold stenoses used in the symptomatic and asymptomatic carotid trials. *J Vasc Surg* 1994;19:818-28.
 - 37 Grant EG, Duerinckx AJ, El Saden SM, Melany ML, Hathout GM, Zimmerman PT, Marumoto AK, Cohen SN, Baker JD. *Radiology* 2000;214:247-52.
 - 38 Neale ML, Chambers JL, Kelly AT, Connard S, Lawton MA, Roche J, Appleberg M. Reappraisal of duplex criteria to assess significant carotid stenosis with special reference to reports from the North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial and the European Carotid Surgery Trial. *J Vasc Surg* 1994;20:642-9.
 - 39 European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group. MRC European Carotid Surgery Trial: interim results for symptomatic

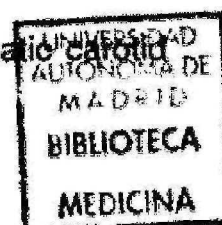
patients with severe (70-90%) or with mild (0-29%) carotid stenosis. *Lancet* 1991;337:1235-43.

- 40 Williams MA, Nicolaiades AN. Predicting the normal dimensions of the internal and external carotid arteries from the diameter of the common carotid. *Eur J Vasc Surg* 1987;1:91-6.
- 41 Zachrisson H, Berthelsen B, Blomstrand C, Holm J, Volkmann R. Influence of poststenotic collateral pressure on blood flow velocities within high-grade carotid artery stenosis: Differences between morphologic and functional measurements. *J Vasc Surg* 2001;34:263-8.
- 42 Zachrisson H, Berthelsen B, Blomstrand C, Holm J, Kjällman L, Volkmann R. High diastolic flow velocities in severe internal carotid artery stenosis: a sign of increased surgical risk?. *J Vasc Surg* 2000;31:477-83.
- 43 Golledge J, Ellis M, Sabharwal T, Sikdar T, Davies A, Greenhalgh R. Selection of patients for carotid endarterectomy. *J Vasc Surg* 1999;30:122-30.
- 44 Ranke C, Creutzig A, Becker H, Tappe HJ. Standardization of Carotid Ultrasound. A hemodynamic Method to Normalize for interindividual and Interequipment Variability. *Stroke*. 1999;3:402-6.
- 45 Hunink MGM, Polak FJ, Barlan MM, O'Leary DH. Detection and quantification of carotid artery stenosis. Efficacy of various Doppler velocity parameters. *AJR* 1993;160:619-25.
- 46 Schwartz SW, Chambless LE, Albakri EA, Baker WH. Do ratio calculations improve predictive ability of Doppler? *Stroke* 1996;27:794.

Abstract.

- 47 Meyer JI, Khalil RM, Obuchowski NA, Baus LK. Common carotid artery:variability of Doppler US velocity measurements. *Radiology* 1997;204:339-41.
- 48 Lee VS, Hertzberg BS, Kliewer MA, Carroll BA. Assessment of stenosis: implications of variability of Doppler measurements in normal-appearing carotid arteries. *Radiology* 1986;158:253-5.
- 49 Zwiebel WJ. New Doppler parameters for carotid stenosis. *Semen Ultrasound CT MR* 1997;18:66-71.
- 50 Schwartz SW, Chambless LE, Baker WH, Broderick JP, Howard G. Consistency of Doppler parameters in predicting arteriographically confirmed carotid stenosis. *Stroke* 1997;28:343-7.
- 51 Loganson K, Sadettin K, ULMS AT. The impact of different spectral Doppler criteria on the proportion of high-grade internal carotid artery stenosis in patients undergoing duplex scanning. *Angiology* 2001;53:297-301.
- 52 Hwang Cs, Shau WY, Tegeler CH. Doppler velocity criteria based on receiver operating characteristic analysis for the deteccion of threshold carotid stenosis. *J. Neuroimaging* 2002;12:124-30.
- 53 Suwanwela N, Can U, Furie KL, Southern JK, Macdonald NR, Ogilvy CS, Hansen CJ, Bounanno FS, Abbott WM, Horoshetz WJ, Kistler JP. Carotid Doppler ultrasound criteria for internal Carotid Artery stenosis based on residual diameter calculated from en bloc carotid endarterectomy specimens *Stroke* 1996;27:1965-9.
- 54 Elgersma OE, van Leersum M, Buijs PC. Changes over time in

- optimal duplex threshold for the identification of patients eligible for carotid endarterectomy. *Stroke* 1998;29:2352-6.
- 55 Alexandrov AV, Bladin CF, Maggisano R, Norris JW. Measuring carotid stenosis: time for reappraisal. *Stroke* 1993;24:1292-6.
- 56 Grant EG, Benson CB, Moneta GL, Alexandrov AV, Baker JD, Bluth EI, Carroll BA, Eliasziw M, Gocke J, Hertzberg BS, Katanick S, Needleman L, Pellerito J, Polak JF, Rholl KS, Wooster DL, Zierler E. Carotid Artery Stenosis: Gray-scale and Doppler US diagnosis- Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference. *Radiology* 2003;229:340-6.
- 57 Crouse J. B-Mode Ultrasound in Clinical Trials. *Circulation* 1993;88(1): 319-21.
- 58 Ballotta E, Da Giau G, Abbruzzese E, Saladini M, Renon L, Scanapieco G, Meneghetti G. Carotid endarterectomy without angiography: Can clinical evaluation and duplex ultrasonographic scanning alone replace traditional arteriography for carotid surgery workup. *Surgery* 1999;126:20-7.
- 59 De Bray JM, Glatt B. Quantification of atheromatous stenosis in the extracranial internal carotid artery. *Cerebrovasc Dis* 1995;5:414-26.
- Barnett HJM, Warlow ChP. Carotid endarterectomy and measurement of stenosis. *Stroke* 1993;24:1281-4.
- 60 Bladin CF, Alexandrov AV, Murphy J, Maggisano R, Norris JW. Carotid stenosis index: a new method of measuring internal carotid artery stenosis. *Stroke* 1995;26:230-4.
- 61 Randomised trial of endarterectomy for recently symptomatic carotid



- stenosis:final results of the MRC European Carotid Surgery Trial .
European Carotid Surgery Trialists'Collaborative Group Lancet
1998;351:1379-87.
- 62 Zierler RE. Carotid artery evaluation by duplex scanning. Semin Vasc
Surg 1988;1:9-17.
- 63 Roederer GO, Langlois Y, Chan A, Chikos P, Thiele BI, Strandness
DE Jr. Is siphon disease important in predicting outcome of carotid
endarterectomy? Arch Surg 1983;118:1177-8.
- 64 Mattos MA, van Bemmelen PS, Hodgson KJ, Barkmeyer LD, Ramsey
DE, Summer DS. The influence of carotid siphon stenosis on short-
and long-term outcome after carotid endarterectomy. J Vasc Surg
1993;17:902-11.
- 65 Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study Group. Study design for
randomized prospective trial of carotid endarterectomy of
asymptomatic atherosclerosis. Stroke 1989;20:844-9.
- 66 Veterans Administrative Cooperative Trialists. Role of carotid
endarterectomy in asymptomatic carotid stenosis. Stroke 1986;17:534-
8.
- 67 North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET)
Steering Committee. North American Symptomatic Carotid
Endarterectomy Trial:methods, patient characteristics, and progress.
Stroke 1991;22:711-20.
- 68 Kerber CW, Cromwell LD, Drayer BP, Bank WO. Cerebral ischaemia.
Current angiographic techniques, complications and safety. AJR
1978;130:1097-1103.

- 69 Siguerra EB. Cerebral angiography in the elderly patient. *Geriatrics* 1965;20:835-40.
- 70 Hankey GJ, Warlow CP, Sellar RJ. Cerebral angiographic risk in mild cerebrovascular disease. *Stroke* 1990;21:209-22.
- 71 Davies KN, Humphrey PR. Complications of cerebral angiography in patients with symptomatic carotid territory ischaemia screened by carotid ultrasound. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1993;56:967-72.
- 72 Cooperative study between ASITN, ASNR, and SCVIR. Quality improvement guidelines for adult diagnostic neuroangiography. *Am J Neuroradiol* 2000;21:146-50.
- 73 Dion JE, Gates PC, Fox AJ, Barnett HJM, Blom RJ. Clinical events following neuroangiography: A prospective study. *Stroke* 1987;18:997-1004.
- 74 Hankey GJ, Warlow CP, Molyneux AJ. Complications of cerebral angiography for patients with mild carotid territory ischemia being considered for carotid endarterectomy. *J Neurol Neurosurg Psychiat* 1990;53:542-8.
- 75 Sheneider PA, Silva MB, BohannonWT, Kasirajan K, Caps MT, Nelken N, Santana D. Safety and efficacy of carotid arteriography in vascular surgery practice. *J Vasc Surg* 2005;41:238-45.
- 76 Faught E, Trader S, Hanna GR. Cerebral complications of angiography for transient ichaemia and stroke:Prediction of risk. *Neurology* 1979;29:4-15.
- 77 Ernest F, Forbes G, Sandok BA. Complications of cerebral angiography:prospective assessment of risk. *AJR* 1984;142:247-53.

- 78 Patel MR, Kuntz KM, Klufas RA. Preoperative assessment of the carotid bifurcation: Can magnetic resonance angiography and duplex ultrasonography replace contrast arteriography? *Stroke* 1995;26:1753-8.
- 79 Back MR, Wilson JS, Rushing G. Magnetic resonance angiography is an accurate imaging adjunct to duplex ultrasound scan in patient selection for carotid endarterectomy. *J Vasc Surg* 2000;32:429-40.
- 80 Mittl Rl, Broderick M, Carpenter JL. Blinded-reader comparison of magnetic resonance angiography and duplex ultrasonography for carotid artery bifurcation stenosis. *Stroke* 1994;25:4-10.
- 81 Bingahi S, Maeder P, Uske A. Three-dimensional computed tomography angiography and magnetic resonance angiography of carotid bifurcation stenosis. *Eur Neurol* 2001;46:25-34.
- 82 Nederkoorn PJ, Mali WP, Eikelboom BC. Preoperative diagnosis of carotid artery stenosis:accuracy of noninvasive testing. *Stroke* 2002;33:2003-8.
- 83 Serfaty JM, Chirossel P, Chevallier JM. Accuracy of three-dimensional gadolinium-enhanced MR angiography in the assessment of extracranial carotid artery disease. *AJR* 2000;175:455-63.
- 84 Randoux B, Marro B, Koskas F. Carotid artery stenosis:Prospective comparison of CT, Three-dimensional gadolinium-enhanced MR, and conventional angiography. *Radiology* 2001;220:179-85.
- 85 Sundgren PC, Sunden P, Lindgren A. Carotid artery stenosis:Contrast-enhanced MR angiography with two different scan times compared with digital subtraction angiography. *Neuroradiology*

2002;44:592-9.

- 86 Wutke R, Lang W, Fellner C. High-resolution, contrast-enhanced magnetic resonance angiography with elliptical centric K-space ordering of supra-aortic arteries compared with selective x-ray angiography. *Stroke* 2002;33:1522-9.
- 87 Elgersma OE, Wust AF, Buijs PC. Multidirectional depiction of internal carotid arterial stenosis: three-dimensional time-of-flight MR angiography versus rotational and conventional digital subtraction angiography. *Radiology* 2000;216:511-6.
- 88 Wierks C, Labropoulos N. Noninvasive Carotid Imaging. *Pers Vasc Surg Endovasc Ther* 2004;16:89-101.
- 89 Young GR, Humphret PR, Shaw MD et al: Comparison of magnetic resonance angiography, duplex ultrasound, and digital subtraction angiography in assessment of extracranial internal carotid artery stenosis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1994;57:1466-78.
- 90 Kent KC, Kuntz KM, Patel MR et al: Perioperative imaging strategies for carotid endarterectomy: An analysis of morbidity and cost-effectiveness in symptomatic patients. *JAMA* 1995;274:888-93.
- 91 Johnston DC, Goldstein LB: Clinical carotid endarterectomy decision making. *Neurology* 2001;56:1009-15.
- 92 Turnipseed WD, Kennell TW, Turski PA, et al. Combined use of duplex imaging and magnetic resonance angiography for evaluation of patients with symptomatic ipsilateral high-grade carotid stenosis. *J Vasc Surg* 1993;17:832-40.
- 93 Anderson GB, Ashforth R, Steinke DE et al. CT angiography for the

- detection and characterization of carotid artery bifurcation disease. *Stroke* 2000;31:2168-74.
- 94 Leclerc X, Godefroy O, Pruvo JP et al. Computed tomographic angiography for the evaluation of carotid artery stenosis. *Stroke* 1995;26:1577-81.
 - 95 Dillon EH, van Leeuwen MS, Fernandez MA. CT angiography: application to the evaluation of carotid artery stenosis. *Radiology* 1993;189:211-9.
 - 96 Simenone A, Carriero A, Armillotta M, et al. Spiral CT angiography in the study of the carotid stenosis. *J Neuroradiol* 1997;24:18-22.
 - 97 Cinat M, Lane CT, Pham H. Helical CT angiography in the preoperative evaluation of carotid artery stenosis. *J Vasc Surg* 1998;28:290-300.
 - 98 Dillon EH, van Leeuwen MS, Fernandez MA et al. CT angiography: application to the evaluation of carotid artery stenosis. *Radiology* 1993;189:211-9.
 - 99 Moll R, Dintel HP: Value of the CT angiography in the diagnosis of common carotid artery bifurcation disease: CT angiography versus digital subtraction angiography and color flow Doppler. *Eur J Rad* 2001;39:155-62.
 - 100 Fleiss JL. The design and analysis of clinical experiments. In John Wiley & Sons, ed, First edition. New York. 1986.
 - 101 Sheiner LB, Beal SL. Some suggestions for measuring predictive performance. *Pharmacokinetic Biopharm* 1981;9:503-13.
 - 102 Barnett HJ, Taylor DW, Eliasziw M: Benefit of carotid endarterectomy

- in patients with symptomatic moderate or severe stenosis. *N Engl J Med* 1998;339:1415-25.
- 103 Fujitani RM, Mills JL, Wang LM, Taylor SM. The effect of unilateral internal carotid arterial occlusion upon contralateral duplex study: criteria for accurate interpretation. *J Vasc Surg* 1992;16:459-68.
 - 104 Comerota AJ, Salles-Cunha SX, Daoud Y, Jones L, Beebe HG. Gender differences in blood velocities across carotid stenoses. *J Vasc Surg* 2004;40:939-44.
 - 105 Alexandrov AV, Vital D, Brodie DS, Hamilton P, Grotta JC. Grading Carotid Stenosis with ultrasound. An interlaboratory comparison. *Stroke* 1997;28:1208-10.
 - 106 Howard G, Chambless LE, Baker WH. A multicenter validation study of doppler ultrasound versus angiogram. *J Stroke Cerebrovasc Dis* 1991;1:166-73.
 - 107 Eliasziw M, Rankin RN, Fox AJ, Haynes RB, Barnett HJM. Accuracy and prognostic consequences of ultrasonography in identifying severe carotid artery stenosis. *Stroke* 1995;26:1747-52.
 - 108 Moneta GL, Edwards JM, Papanicolaou G, Hatsukami T, Taylor LLM, Strandness ED Jr, Porter JM. Screening for asymptomatic internal carotid artery stenosis: duplex criteria for discriminating 60% to 99% stenosis. *J Vasc Surg* 1995;21:989-94.
 - 109 Elgersma OE, van Leeuwen MS, Meijer R, Eikelboom BC, van der Graaf Y. Lumen reduction measurements of internal carotid artery before and after Levovist enhancement: reproducibility and agreement with angiography. *J Ultrasound Med* 1999;18:191-201.

- 110 Polack JF, Dobkin GR, O'Leary DH, Wang A, Cutler SS. Internal carotid artery stenosis: accuracy and reproducibility of color Doppler assisted duplex imaging. *Radiology* 1989;173:793-8.
- 111 Steinke W, Hennerici M, Rautenberg W, Mohr JP. Symptomatic and asymptomatic high-grade carotid stenoses in Doppler color-flow imaging. *Neurology* 1992;42:131-8.
- 112 Schuler J, Flanigan D, Lim L, et al. The effect of carotid siphon stenosis on stroke rate, death, and relief of symptoms following elective carotid endarterectomy. *Surgery* 1982;92:1058-67.
- 113 Mackey WC, O'Donnell TF Jr, Callow AD. Carotid endarterectomy in patients with intracranial vascular disease: short-term risk and long term outcome. *J Vasc Surg* 1989;10:432-8.
- 114 Dawson DL, Zierler RE, Strandness DE Jr, Clowes AW, Kohler TR. The role of duplex scanning and arteriography before carotid endarterectomy: A prospective study. *J Vasc Surg* 1993;18:673-83.
- 115 Moneta GL. In discussion of :Moneta GL, Edwards JM, Chitwood RW, Taylor LM Jr, Lee RW, Cummings CA, et al. Correlation of North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) angiographic definition of 70 to 99% internal carotid artery stenosis with duplex scanning. *J Vasc Surg* 1993;17:152-9.
- 116 Haynes RB, Taylor DW, Sackett DL, Fox A, Rankin R, Barnett H. Poor performance of Doppler in detecting high-grade carotid stenosis (abstract) *Clin Res* 1992;40:184A.
- 117 Flanigan DP, Schuler JJ, Borozan PG, Gray B, Sobinsky KR. The role of carotid duplex scanning in surgical decision making. *J Vasc Surg*

- 1985;2:15-25.
- 118 Scheel P, Ruge C, Schoning M. Flow velocity and volume measurements in the extracranial carotid and vertebral arteries in healthy adults:reference data and the effects of age. *Ultrasound Med Biol* 2000;26:1261-6.
 - 119 Eliasziw M, Smith RF, Singh N, Holdsworth DW, Fox AJ, Barnett HJM for the North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) Group. *Stroke* 1994;25:2445-9.
 - 120 Fox AJ. How to measure carotid stenosis. *Radiology* 1993;186:316-8.
 - 121 Wierks C, Labropoulos N. Noninvasive Carotid Imaging. *Pers Vasc Surg Endovasc Ther* 2004;16:89-101.
 - 122 Chikos PM, Fisher LD, Hirsch JH, Harley JD, Thiele BI, Strandness DE. Observer variability in evaluating extracranial carotid stenoses. *Stroke* 1983;14:885-92.
 - 123 Bendszus M, Koltzenburg M, Burger R, Warmuth-Metz M, Hofmann E, Solymosi L. Silent embolism in diagnostic cerebral angiography and neurointerventional procedures: a prospective study. *Lancet* 1999;354:1594-7.
 - 124 Ernest F, Forbes G, Sandok BA. Complications of cerebral angiography:prospective assessment of risk. *AJR* 1984;142:247-53.
 - 125 McIvor J, Steiner TJ, PErkin GD, Breenhaigh Rm, Rose FC. Neurological morbidity of arch and carotid arteriography in cerebrovascular disease. The influence of contrast medium and radiologist. *Br J Radiol* 1987;60:117-22.
 - 126 Riles TS, Eidelan EM, Lit AW, et al.Comparison of magnetic

- resonance angiograph, convencional angiography and duplex scaning. *Stroke* 1992;23:341-6.
- 127 Steiner TJ, Mcivor J, PerkinGD, Greenhalgh RM, Rose FC. Morbidity of arch and carotid angiography: Postspective survey. In: Greenhalgh R, Rose FC,eds. *Progress in stroke 2*. London:Pitman Books, Ltd.,1983:136.
- 128 Golledge J, Wright rw, Pugh N, Lane IF. Colour-doded duplex assessment alone befote carotid endarterectomy. *Br J Surg* 1996;83:1234-7. Executive Committee for the Asymtomatic Carotid Atherosclerosis Study. Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis. *JAMA* 1995;273:1421-8.
- 129 Mattos MA, Hodgson KJ, Faught WE, et al. Carotid Endarterectomy without arteriography: is color-flow duplex scanning sufficent? *Surgery* 1994;116:776-83.
- 130 Coull AJ, Lovett JK, Rothwell PM. Oxford Vascular Study. Population based study of early risk of stroke alter transient ischaemic attack or minor stroke:implications for public education and organisation of services. *Br Med J* 2004;328:326-7.
- 131 Back MR, Rogers GA, Wilson JS, Jonson BL, Shames ML, Bandyk DF. Magnetic resonance angiography minimizes need for arteriography after inadequate carotid duplex ultrasound scanning. *J Vasc Surg* 2003;38:422-31.
- 132 Alvarez-Linera J, Benito-León J, Escribano J, Campollo J, Gesto R. Prospective evaluation of carotid artery stenosis:Elliptic CEntric Contrast-Enhanced MR Angiography and Spiral CT Angiography

Compared with digital subtraction angiography. Am J Neuroradiol 2003;24:1012-9.

- 133 Hood DB, Mattos MA, Mansour A, Ramsey DE, Hodgson KJ, Barjmeier LD, Sumner DS. Prospective evaluation of new duplex criteria to identify 70% internal carotid artery stenosis. J Vasc Surg 1996;23:254-62.
- 134 Pan XM, Saloner D, REilly LM, Bowersox JC, Murria SP, Anderson D, Gouding GA, Rapp JH. Assessment of carotid artery stenosis by ultrasonography, conventional angiography, and magnetic resonante angiography with ex vivo measurement of plaque stenosis. J Vasc Surg 1995;21:82-8.
- 135 Jackson MR, Chang AS, Robles HA et al. Determination of 60% or greater carotid stenosis: a prospective comparison of magnetic resonante angiography and duplex ultrasound with convencional angiography. Ann Vasc Surg 1998;12:236-43.

ANEXO 1. MODELO CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA REALIZACIÓN DE DUPLEX CAROTÍDEO CON *DYNAMIC FLOW*

Para el estudio de las estenosis carotídeas, inicialmente se realiza un eco-doppler carotídeo que consiste en la visualización mediante un ecógrafo de las arterias cerebrales extracraneales, es decir, la arteria carótida común, su bifurcación y la arteria carótida externa e interna. Con ello se determina cual es la velocidad del flujo sanguíneo en dichas arterias y, sus resultados, son extrapolados a unas tablas previamente validadas para poder determinar cual es el grado de estenosis. Así se podrá decidir si precisa de más estudios y/o realizar cirugía directamente.

En ese estudio ecográfico, además de visualizar las características de las arterias desde un punto de vista morfológico, se visualizan las características de la o las placas arterioescleróticas, permitiendo poder predecir el riesgo de embolismo y la actitud terapéutica más adecuada.

Usted va a formar parte de un proyecto en el que además del estudio rutinario de la circulación extracraneal por medio del eco-doppler, se le añade una mejora en la visualización de la imagen, mediante lo que se denomina "flujo dinámico" para poder delimitar mejor la luz del vaso y establecer con mayor precisión el grado de estenosis.

Esto no supone ningún riesgo añadido pues sigue tratándose de una prueba no invasiva sin efectos biológicos humanos identificados.

Yo, D/D^a con
D.N.I. he entendido y se me han explicado oral y por
escrito de forma clara y sencilla todas las dudas respecto al estudio. Por ello ,
autorizo a la realización de dicho estudio

Para que así conste, Toledo a de de 2004

Firma del paciente Firma del médico Firma del representante legal

He decidido no autorizar la realización de dicho procedimiento

Para que así conste, Toledo a de de 2004

Firma del paciente Firma del médico Firma del representante legal

He decidido revocar mi anterior autorización

Para que así conste, Toledo a de de 2004

Firma del paciente Firma del médico Firma del representante legal

ANEXO 2. MODELO CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA REALIZACIÓN DE ARTERIOGRAFÍA CEREBRAL.

La arteriografía cerebral es una exploración que sirve para estudiar los vasos sanguíneos (arterias y venas) del cuello, cara y cerebro, permitiendo obtener información muy útil para su diagnóstico y tratamiento.

Se le pincha un vaso sanguíneo (generalmente en la ingle, en el brazo o en el cuello) utilizando para ello anestesia local. A continuación se le introducirá un tubo (catéter) a través del cual se le inyectará un líquido (medio de contraste) que va a permitir ver los vasos que queremos estudiar mediante una serie de radiografías. La duración de la prueba será variado dependiendo de la dificultad de canalizar el vaso y de otras muchas cuestiones como puede ser las posibles alteraciones anatómicas, etc.

A pesar de la adecuada elección de la técnica y de su correcta realización, pueden presentarse efectos indeseables, tanto los comunes derivados de todo procedimiento y que pueden afectar a todos los órganos y sistemas, como los debidos a la situación vital del paciente (diabetes, hipertensión, obesidad, anemia, edad avanzada, etc), y los específicos del procedimiento:

Por el medio de contraste:

Leves: sensación de calor, náuseas, vómitos, picores o urticaria

Raramente graves (4 de cada 10.000 casos) como dificultad para respirar, arritmias cardiacas, convulsiones, insuficiencia renal o pérdida de conciencia.

Excepcionalmente, la muerte, 1 por cada 100.000 pacientes

Por la técnica:

Se puede producir un coágulo en el vaso que se pincha

Sangrado por el sitio de punción

Lesión cerebral transitoria (1%)

Lesión cerebral permanente y muerte: muy infrecuente (1 de cada

5.000 pacientes en los que se realiza la prueba)

Estas complicaciones habitualmente se resuelven con tratamiento médico (medicamentos, sueros, etc) pero pueden llegar a requerir una intervención, en algunos casos, de urgencia.

Ningún procedimiento invasivo esta exento de riesgos importantes, incluyendo el de mortalidad.

En cualquier caso, de ocurrir alguna complicación, debe saber que todos los medios técnicos y humanos de este hospital estan disponibles para intentar solucionarla.

Yo, D/D^a
con D.N.I. he entendido y se me han explicado oral y por
escrito, de forma clara y sencilla, todas las dudas respecto al estudio. Por ello ,
autorizo a la realización de dicho estudio

Para que así conste, Toledo a de de 2004

Firma del paciente Firma del médico Firma del representante legal

He decidido no autorizar la realización de dicho procedimiento

Para que así conste, Toledo a de de 2004

Firma del paciente Firma del médico Firma del representante legal

He decidio revocar ni anterior autorización

Para que así conste, Toledo a de de 2004

Firma del paciente Firma del médico Firma del representante legal

